



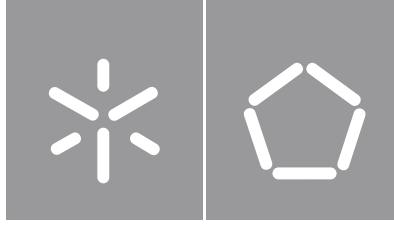
Luisa Mendes Arruda

**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

**Próteses híbridas de membro superior:  
interfaces entre o Design de Moda e os  
Têxteis Inteligentes para a reconfiguração  
de experiências afetivas**







**Universidade do Minho**

Escola de Engenharia

Luisa Mendes Arruda

**Próteses híbridas de membro superior:  
interfaces entre o Design de Moda e os  
Têxteis Inteligentes para a reconfiguração  
de experiências afetivas**

Tese de Doutoramento

Programa Doutoral em Engenharia Têxtil

Trabalho efetuado sob a orientação do(a)

**Professor(a) Doutor(a) Helder Manuel Teixeira  
Carvalho**

## **DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS**

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

### ***Licença concedida aos utilizadores deste trabalho***



**Atribuição – Não Comercial – Sem Derivações**  
**CC BY-NC-ND**

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Doutor Helder Carvalho, sob cuja orientação se desenvolveu este trabalho, agradeço-lhe o seu ensino, interesse, paciência e exigência no campo dos têxteis inteligentes. Muito obrigada. É-me muito grata lembrar, também, do saudoso Prof. Doutor Pedro Souto, que me incentivou nos trabalhos laboratoriais. Ao Prof. Doutor Raul Figueiro e toda a equipa de trabalho da Fibrenamics que, nos últimos dois anos contruíram, cada qual a sua maneira, com discussões valorosas sobre o trabalho de doutoramento em desenvolvimento. Às professoras Joana Cunha e Cristina Broega, pelo incentivo e gentileza durante o processo. Aos técnicos do departamento de Engenharia Têxtil, que foram solícitos nos momentos necessários, Joaquim Jorge, Rute Almeida, Avelino Ferreira, Sônia Gonçalves e Ângela Silva.

Ao grupo de trabalho da e-Nable, que, mesmo distante, torceu e incentivou cada passo dado durante o processo. Às amigas feitas nessa trajetória, onde, cada qual, a sua maneira, contribuiu nos campos científicos e ou psicológicos, nomeadamente, Marta Teixeira, Caroline Cionek, Régis Puppim, Livia Matté, Carina Jordão e Meire Oliveira.

Ao meu namorado João Brito, pelo incentivo, companheirismo e ajuda constante. À minha mãe, Neusa Mendes, pela ajuda, inspiração e motivação diária em me educar a lutar pelos meus sonhos com muito amor. À minha avó, Edith Fernandes, que, em momentos importantes e decisivos, ilumina as minhas decisões e me protege.

Tamgém gostaria de agradecer ao projeto 4NoPressure, com a referência n.o POCI-01-0247- FEDER-039869, cofinanciado pelo Programa Operacional para a Competitividade e Internacionalização (COMPETE 2020), no âmbito do Acordo de Parceria PORTUGAL 2020, através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER). Adicionalmente, à FCT/MCTES através de fundos nacionais (PIDDAC) no âmbito da Unidade de I&D do Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil (2C2T), com a referência UID/00264/2020. Ambos, de forma indireta, contribuíram para a realização desta tese de doutoramento. Para além, aos 2 projetos cofinanciados pelo Programa Europa Criativa da União Europeia, nomeadamente: CREATEX Textile Heritage Inspiring Creatives (595936-CREA-1-2018-1-IT-CULT-COOP3), e no âmbito do Fusion: Fashion Up-Skilling: Inovation OpenNetwork (EACEA-34-2018), nos quais pude trabalhar a prótese enquanto vestuário.

## **DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE**

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

*3 de maio de 2023*

*Luisa Mendes Freixo*

## **Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas**

### **RESUMO**

Ao derivar de um interesse pelas próteses manufaturadas pela impressão 3D, na qualidade de peças vestíveis, como discurso estético do próprio corpo – e motivados pelo fenómeno que é o crescente número de amputados no mundo, comparado à ínfima parcela detentora de próteses responsivas - esta pesquisa surge da indagação: o imbricamento entre o Design de Moda com a Engenharia Têxtil, pode gerar novas soluções para o uso de membros protéticos, que atendam a diligência em questão? Assim, a estratégia metodológica adotada foram estudos exploratórios e investigação-ação, dado que se pretendeu analisar o que está a ser desenvolvido nas áreas supracitadas, com aplicabilidades no segmento da Tecnologia Assistiva. Isto posto, foi desenvolvida uma estrutura 3D vestível e modular, integrada na prótese, que corporifica o membro protético por meio do Design de Moda. Por outro lado, foi desenvolvido um sistema de *feedback* com significativa incorporação de materiais e dispositivos têxteis, composto por um sensor de pressão e um sensor de temperatura que capturam estímulos empregues num aperto de mão. Por sua vez, um sistema de electroestimulação, também incorporando elementos têxteis, informa o “utilizador” que o aperto de mão está a decorrer. Ao encontro do exposto, o sensor de pressão têxtil teve como material ativo as nanoplacas de grafeno, e o elétrodo de electroestimulação têxtil, a prata. Os supracitados têxteis inteligentes foram desenvolvidos e validados quanto às suas características estruturais, morfológicas, físico-químicas e elétricas. O sensor de pressão com 5% de material ativo no tecido foi escolhido por apresentar menor coeficiente de variação e maior sensibilidade, e o elétrodo feito no substrato de malha, foi escolhido por apresentar a melhor relação entre conforto sensorial e impedância elétrodo-pele. Os sensores foram inseridos no referido sistema e testados com amputados e não-amputados. Como principais resultados podemos concluir que o sistema desenvolvido emite estímulos (informação) de fácil compreensão e pode contribuir para promover uma melhor comunicação dos utentes com o seu ambiente, e consigo mesmo. Enquanto perspetivas futuras, pretende-se analisar a integração do sistema de *feedback* desenvolvido na peça modular desenvolvida, mas através de um estudo de aprendizagem a longo prazo.

**Palavras-chave:** Têxteis Inteligentes; Design de Moda; Próteses de Membro Superior; Impressão 3D; Corporificação; *Feedback* Háptico

## **Hybrid upper limb prostheses: interfaces between Fashion Design and Intelligent Textiles for the reconfiguration of affective experiences**

### **ABSTRACT**

Deriving from an interest in prostheses manufactured by 3D printing, as wearable parts standing for an aesthetic discourse of the body itself – and motivated by the phenomenon that is the growing number of amputees in the world, compared to the tiny portion that has responsive prostheses- this research arises from the question: can the intersection between Fashion Design and Textile Engineering generate new solutions for the use of prosthetic limbs, which meet the purpose described? Thus, the methodological strategy adopted were exploratory studies and action-research, given that it was intended to analyze what is being developed in the aforementioned areas, with applicability in the Assistive Technology segment. That said, a wearable and modular 3D structure was developed, integrated with the prosthesis, which embodies the prosthetic limb through Fashion Design. On the other hand, a feedback system with relevant textile devices was also developed, consisting of a pressure sensor and a temperature sensor that capture the force and temperature used in a handshake, and in turn, by a system of electrostimulation also based on textiles, informs the “user” that the handshake is taking place. In line with the above, the textile pressure sensor has graphene nanoplates as its active material, and the textile electrostimulation electrode uses silver. The aforementioned smart textiles were developed and validated in terms of their structural, morphological, physical-chemical and electrical characteristics. The pressure sensor with 5% active material in the fabric was chosen because it had the lowest coefficient of variation and greatest sensitivity, and the electrode made of mesh substrate was chosen because it had the best relationship between sensory comfort and electrode-skin impedance. The sensors were inserted into that system and tested with amputees and non-amputees. As main results, we can conclude that the developed system provides information that is easy to understand and can contribute to promoting better communication between users and their surroundings, and with themselves. As a future perspective, it is intended to analyze the integration of the developed feedback system to the developed modular part through a long-term use study.

**Keywords:** Smart Textiles; Fashion Design; Upper Limb Prostheses; 3D printing; Embodiment; Haptic Feedback



# Índice

<b>1</b>	<b>CAPÍTULO I   INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1	PRÓLOGO.....	1
1.2	MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	7
1.3	OBJETIVOS.....	13
1.3.1	<i>Objetivos gerais.....</i>	<i>13</i>
1.3.2	<i>Objetivos específicos.....</i>	<i>13</i>
<b>2</b>	<b>CAPÍTULO II   ESTADO DA ARTE.....</b>	<b>15</b>
2.1	MEMBRO SUPERIOR.....	17
2.1.1	<i>Próteses: surgimento e categorias.....</i>	<i>24</i>
2.1.2	<i>História dos Materiais.....</i>	<i>30</i>
2.1.3	<i>Manufatura Aditiva.....</i>	<i>32</i>
2.1.3.1	Processos.....	33
I.	Material extrusion.....	34
II.	Material jetting.....	35
III.	Binder Jetting.....	35
IV.	Powder bed fusion.....	36
V.	Sheet Lamination.....	36
VI.	Direct energy deposition (DED).....	37
2.1.3.2	Matéria-prima utilizada na MA.....	37
2.1.3.3	Próteses fabricadas por impressão 3D.....	40
2.1.4	<i>Síntese.....</i>	<i>49</i>
2.2	APERTO DE MÃO.....	50
2.2.1	<i>Inputs somatossensoriais a partir de um aperto de mão.....</i>	<i>52</i>
2.2.2	<i>Sensores têxteis.....</i>	<i>56</i>
2.2.2.1	Sensores de força, deformação e tátil.....	56
I.	Capacitivos:.....	57
II.	Piezoelétricos:.....	58
III.	Piezoresistivos:.....	60
IV.	Materiais Ativos.....	62
2.2.2.2	Sensores de Temperatura.....	64
I.	Termorresistências (RTDs).....	64
II.	Termopares.....	65
III.	Termistores.....	66
2.2.3	<i>Atuadores têxteis.....</i>	<i>67</i>
2.2.3.1	Térmico.....	68
2.2.3.2	Vibração.....	68
2.2.3.3	Electroestimulação.....	69

I.	Eléttodos t�xeis.....	70
II.	Métodos de constru�o.....	71
III.	Materiais.....	71
2.2.4	<i>Síntese</i> .....	72
2.3	PRÓTESES EMOCIONAIS.....	73
2.3.1	<i>O Design de Moda como “phenomenon”</i> .....	74
2.3.2	<i>As próteses emocionais</i> .....	75
2.3.3	<i>Síntese</i> .....	79
<b>3</b>	<b>CAPÍTULO III   MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>80</b>
3.1	METODOLOGIA DE TRABALHO.....	80
3.2	CONCEITO DA PEÇA VESTÍVEL.....	82
3.2.1	<i>Estrutura da peça vestível e impressão da prótese</i> .....	84
3.2.1.1	Parâmetros de impressão da prótese de membro superior.....	89
3.2.2	<i>Sistema sensório responsivo: aprendizado pela experiência</i> .....	92
3.3	DESENVOLVIMENTO DOS SENSORES E ELÉTODOS TÊXTEIS PARA O SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> HÁPTICO.....	96
3.3.1	<i>Sensor de pressão</i> .....	97
3.3.1.1	Materiais e processo de fabrico.....	97
3.3.1.2	Métodos de caracteriza�o.....	102
I.	Estrutural.....	102
II.	Morfológica.....	103
III.	Físico-química.....	103
IV.	Elétrica.....	104
3.3.2	<i>Elétrodo de electroestimula�o</i> .....	108
3.3.2.1	Materiais e processo de fabrico.....	108
3.3.2.2	Métodos de caracteriza�o.....	111
I.	Estrutural.....	111
II.	Morfológica.....	111
III.	Físico-química.....	111
IV.	Elétrica.....	112
V.	Conforto (respirabilidade e atrito).....	116
3.3.3	<i>Sensor de temperatura</i> .....	117
<b>4</b>	<b>CAPÍTULO IV   RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>119</b>
4.1	PEÇA VESTÍVEL COM PRÓTESE INTEGRADA.....	119
4.2	SENSOR E ELÉTODOS DE BASE TÊXTIL.....	124
4.2.1	<i>Sensor de pressão</i> .....	124
4.2.1.1	Morfológica e estrutural.....	124
4.2.1.2	Físico-química.....	127
4.2.1.3	Elétrica.....	131
4.2.2	<i>Elétrodo de electroestimula�o</i> .....	140

4.2.2.1	Morfológica e estrutural.....	140
4.2.2.2	Físico-química.....	142
4.2.2.3	Elétrica.....	146
4.2.2.4	Conforto (respirabilidade e atrito).....	149
4.3	SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> INTEGRADO.....	153
4.4	ENSAIOS DE VALIDAÇÃO DO SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> DESENVOLVIDO.....	160
4.4.1	<i>Protocolo de investigação e realização dos testes</i> .....	160
4.4.1.1	Primeira parte do estudo.....	160
4.4.1.2	Segunda parte.....	164
4.4.2	<i>Resultados e discussão</i> .....	165
4.4.2.1	Validação de uso do sistema de <i>feedback</i> sensorial.....	165
I.	Voluntários não-amputados.....	165
II.	Voluntários amputados.....	169
III.	Ortopedistas.....	175
<b>5</b>	<b>CAPÍTULO V   CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS.....</b>	<b>176</b>
5.1	CONCLUSÕES.....	176
5.2	PERSPECTIVAS FUTURAS.....	179
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>180</b>
<b>7</b>	<b>APÊNDICES.....</b>	<b>208</b>
<b>8</b>	<b>ANEXOS.....</b>	<b>303</b>

## Lista de Figuras

FIGURA 1. A) FOTOGRAFIA DA BOTA, PROSTHETIC LEGS, EM MADEIRA DE FREIXO ESCULPIDA (MCQUEEN, 1998); B) FOTOGRAFIA DA PERNA PROTÉTICA COM BOTA DE COURO VERMELHA E BORDADOS VERDES, (KHALO, N.D.).....	5
FIGURA 2. ILUSTRAÇÃO FEITA PARA O ARTIGO A IMPORTÂNCIA DA CAUDA – A COMICHÃO FILOGENÉTICA, EM QUE O ARTISTA COMPARA A CAUDA DO MANTO DO IMPERATRIZ JOSEFINA DE BEAUHARNAIS, ILUSTRADO NA IMAGEM COMO REFERÊNCIA NÚMERO 10, E A CASACA DO HOMEM (9), ÀS CAUDAS DOS ANIMAIS (F. CARVALHO, 2010). ....	6
FIGURA 3. RESULTADO OBTIDO NA PLATAFORMA EZASSY™, REFERENTE À DISTRIBUIÇÃO DE FONTES DE DADOS RELACIONADAS COM O TERMO <i>HAPTIC FEEDBACK</i> . ....	8
FIGURA 4. RESULTADO OBTIDO NA PLATAFORMA EZASSY™, REFERENTE AO NÚMERO DE REGISTOS DO TERMO <i>HAPTIC FEEDBACK</i> . ....	8
FIGURA 5. RESULTADO OBTIDO NA PLATAFORMA EZASSY™, REFERENTE ÀS PALAVRAS-CHAVE PESQUISADAS POR ANO, A PARTIR DO TERMO <i>HAPTIC FEEDBACK</i> . ....	9
FIGURA 6. INFOGRÁFICO COM A INDICAÇÃO DOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS E INTERDEPENDENTES, DESTE REFERIDO ESTUDO... 14	14
FIGURA 7. INFOGRÁFICO DOS EIXOS DE PESQUISA PARA O DESENVOLVIMENTO DA TESE. ....	15
FIGURA 8. INFOGRÁFICO QUE SISTEMATIZA O CONTEÚDO ESTRUTURADO A SER APRESENTADO NO ESTADO DA ARTE.....	16
FIGURA 9. ILUSTRAÇÃO DOS PRINCIPAIS MÚSCULOS RESPONSÁVEIS PELA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO. O BÍCEPS E O TRÍCEPS BRAQUIAIS SÃO MÚSCULOS ANTAGONISTAS. A CONTRAÇÃO DO BÍCEPS CAUSA FLEXÃO, E A CONTRAÇÃO DO TRÍCEPS CAUSA EXTENSÃO DO COTOVELO (BEAR ET AL., 2008).....	18
FIGURA 10. ILUSTRAÇÃO DAS CLASSIFICAÇÕES DE PADRÕES DE PREENSÃO DOS DEDOS (LIGHT ET AL., 2002, P.777). ....	21
FIGURA 11. ILUSTRAÇÃO QUE INDICA OS RECETORES CUTÂNEOS E PROPRIOCETIVOS DA PELE QUE ENVIAM A INFORMAÇÃO PELA VIA AFERENTE ATÉ O SISTEMA NERVOSO CENTRAL (PASLUOSTA ET AL., 2018). ....	23
FIGURA 12. ESTRUTURA GRÁFICA QUE ILUSTRA A FAMÍLIA DE PRODUTOS ASSISTIVOS, (WHO, 2017). ....	25
FIGURA 13. ILUSTRAÇÃO DOS QUATRO NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO (CENTRO CATARINA DE REABILITAÇÃO, 2018) ....	27
FIGURA 14. DESENHO DA PATENTE QUE DEMONSTRA UMA VISTA EM PERSPETIVADA FIBRA FUNCIONAL COM MULTIMATERIAIS, (FINK ET AL., 2018). ....	40
FIGURA 15. PRINTSCREEN DA PLANILHA DISPONÍVEL NO SITE DA E-NABLE. ....	43
FIGURA 16. PRINTSCREEN DO MODELO DE PRÓTESE E-NABLE PHOENIX HAND V3. ....	44
FIGURA 17. <i>BIONICHAND</i> , MÃO BIÔNICA DE CÓDIGO ABERTO (HUCHET, 2012).....	45
FIGURA 18. FOTOGRAFIAS DA YOU BIONIC HAND, MÃO BIÔNICA COM SUPORTE VESTÍVEL PARA BRAÇO, 6 ATUADORES ATIVOS, E IMPRESSA EM PLA, (CICCARESE, 2018). ....	46
FIGURA 19. FOTOGRAFIAS DO HERO ARM, BRAÇO BIÔNICO COM SENSORES DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO, E CAPAS CUSTOMIZÁVEIS (GIBBARD & PAYNE, 2014) ....	47
FIGURA 20. FOTOGRAFIA DA PRÓTESE DESENVOLVIDA E DISPONIBILIZADA PELA DA LIMBFORGE™, QUE CRIAM PROJETOS COM O INTUITO DE COMBATER O ESTIGMA SOCIAL. OS MODELOS ANTROPOMÓRFICOS OFERECEM CORRESPONDÊNCIA DE TONS DE PELE (LIMBFORGETM, 2017). ....	48

FIGURA 21. SENSORES DE PRESSÃO CAPACITIVOS BASEADOS EM (A) ELÉTODOS DE ESTRUTURAS TÊXTEIS (B) CAMADAS DIELÉTRICAS DE ESTRUTURAS TÊXTEIS, (C) SENSORES FEITOS TOTALMENTE EM ESTRUTURAS TÊXTEIS, (D) SENSORES FEITOS A PARTIR DE FIOS TÊXTEIS E (E) ESTRUTURAS <i>IN-PLANE</i> , (SU ET AL., 2022). .....	58
FIGURA 22. A) DEMONSTRAÇÃO DO EFEITO PIEZOELÉTRICO EM ESTRUTURAS TÊXTEIS, ADAPTADO DE (C. ZHANG ET AL., 2021); B) DEMONSTRAÇÃO DO EFEITO PIEZORESISTIVO EM FIBRAS, ADAPTADO DE (KRUCIŃSKA ET AL., 2010); C) ILUSTRAÇÃO DAS TRÊS POSSÍVEIS CONFIGURAÇÕES DE SENSORES TÊXTEIS PIEZOELÉTRICOS, ADAPTADO DE (C. ZHANG ET AL., 2021). .....	60
FIGURA 23. A) DEMONSTRAÇÃO DO PRINCÍPIO PIEZORESISTIVO EM COMPÓSITOS POLIMÉRICOS, ADAPTADO DE(HE ET AL., 2020); B) METODOLOGIAS DE CONFEÇÃO DE SENSORES PIEZORESISTIVOS FLEXÍVEIS, (J. LI ET AL., 2020),.....	62
FIGURA 24. FOTOGRAFIA DA REPORTAGEM VEICULADA NO JORNAL DE NOTÍCIAS, NO DIA 18 DE JANEIRO DE 2019, (FERNANDES, 2019) .....	73
FIGURA 25. PRÓTESES DESENVOLVIDAS POR SOPHIE DE OLIVEIRA BARATA, NO ESCOPO DO SEU PROJETO DENOMINADO THE ALTERNATIVE LIMB: A) PRÓTESE “THE VINE”, 2017; B) PRÓTESE “SYNCHRONISED”, 2017; C) PRÓTESE “MATERIALISE”, 2017 ; D) “PHANTOM LIMB, 2016 ; E) PRÓTESE “GADGET ARM”, 2013; F) PRÓTESE “SNAKE ARM”, 2013. ....	78
FIGURA 26. ILUSTRAÇÃO DA “RESEARCH ONION”, QUE EXEMPLIFICA AS FILOSOFIAS E ABORDAGENS DE INVESTIGAÇÃO DESTA REFERIDA PESQUISA. ....	81
FIGURA 27. KREBS CYCLE OF CREATIVITY, MODELO DE CRIAÇÃO PROPOSTO POR NERI OXMAN (OXMAN, 2016). ....	82
FIGURA 28. ESTUDO EXPLORATÓRIO: A) E B) IMAGENS DA PLANTA VICTORIA AMAZÓNICA, OBTIDAS NO JARDIM BOTÂNICO TRÄDGÅRDFORENINGEN, DURANTE RESIDÊNCIA ARTÍSTICA EM GOTEMBURGO; C) IMAGEM DAS NERVURAS DE UMA FOLHA INTERIOR DE VICTORIA AMAZÓNICA; D) ESTUDO INTERPRETATIVO DAS RAMIFICAÇÕES PRIMÁRIAS, SECUNDÁRIAS E TERCIÁRIAS; E) ILUSTRAÇÃO DE COMO TANTO AS NERVURAS QUANTO O SISTEMA RADICULAR DAS PLANTAS É FEITO EM FORMA DE REDE, (MANCUSO, 2019). ....	86
FIGURA 29. ESTUDO DA FORMA A PARTIR DA VICTORIA AMAZONICA A) JOSEPH PAXTON FOTOGRAFADO NO INTERIOR DAS ESTUFAS DE CHATSWORTH HOUSE, (MANCUSO, 2019) ; B) E C) ESTUDOS COM A FORMA REDONDA EM UM MANEQUIM; D) ESTUDO DAS NERVURAS DAS FOLHAS. ....	87
FIGURA 30. MODELAÇÃO 2D. ....	88
FIGURA 31. A) IMAGEM 2D DA PEÇA INTEIRA; B) IMAGENS DE CADA MÓDULO QUE INTEGRA A PEÇA, FEITAS NO SOFTWARE FUISON 360. ....	89
FIGURA 32. PEÇAS IMPRESSAS EM 3D QUE DARÃO ORIGEM À PRÓTESE MECÂNICA DE MEMBRO SUPERIOR. ....	90
FIGURA 33. TUTORIAL DE MONTAGEM, VERSÃO ADAPTADA DO SITE DA E-NABLE (E-NABLE, 2022). ....	92
FIGURA 34. FRAME DO VIDEO “THE PUDIC RELATION BETWEEN MACHINE AND PLANT”, 2 MINUTOS, 30 SEG, (MARQUES, 2016). ....	92
FIGURA 35. PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE FEEDBACK SENSORIAL. ....	95
FIGURA 36. DIAGRAMA PROPOSTO PARA O SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO. ....	96
FIGURA 37. DIMENSÕES DO SENSOR DE PRESSÃO. A COR CINZA INDICA AS CAMADAS REFERENTES AOS ELÉTODOS E A COR PRETA FAZ REFERÊNCIA A CAMADA ATIVA DO SENSOR. ....	99
FIGURA 38. PROCESSO DE DISPERSÃO DAS NANOPARTÍCULAS E BASE POLIMÉRICA PARA A PRODUÇÃO DA TINTA. ....	99

FIGURA 39. ILUSTRAÇÃO QUE IDENTIFICA AS ETAPAS DE ESTAMPARIA DO SENSOR DE PRESSÃO. ....	100
FIGURA 40. ILUSTRAÇÃO QUE IDENTIFICA AS ETAPAS DE MONTAGEM DO SENSOR DE PRESSÃO. ....	101
FIGURA 41. VARIAÇÕES DA MONTAGEM DA CAMADA ATIVA: A) OS ELÉTRODOS E A CAMADA ATIVA SÃO POSICIONADOS NA MESMA DIREÇÃO, AMBOS NA POSIÇÃO DA TEIA; B) OS ELÉTRODOS E A CAMADA ATIVA SÃO POSICIONADOS EM DIREÇÕES DIFERENTES, OS ELÉTRODOS NA POSIÇÃO DA TEIA E A CAMADA ATIVA NA DIREÇÃO DA TRAMA. A COR COBRE REPRESENTA A DIREÇÃO DA TEIA, A COR AZUL REPRESENTA A DIREÇÃO DA TRAMA. ....	101
FIGURA 42. A) CONFIGURAÇÃO DO TESTE DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA (CURVAS I-V); B) DEMONSTRAÇÃO DA COLOCAÇÃO DA AMOSTRA ENTRE QUATRO ELÉTRODOS DE COBRE, ONDE X REPRESENTA A ESPESSURA DA AMOSTRA. ....	105
FIGURA 43. PROCEDIMENTO DE TESTE PIEZORESISTIVO NO QUAL DOIS DISPOSITIVOS SÃO USADOS SIMULTANEAMENTE: UM DINAMÔMETRO E UM CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DE SINAL. ....	106
FIGURA 44. DESENHO DOS ELÉTRODOS DE ELECTROESTIMULAÇÃO E SUAS RESPECTIVAS DIMENSÕES: A) SENSOR EMS COM PADRÕES DE HEXÁGONOS; B) SENSOR EMS SEM PADRÃO INTERNO. ....	109
FIGURA 45. ESQUEMA QUE ILUSTRA O PROCESSO DE ESTAMPAR DOS ELÉTRODOS EMS, CONHECIDO COMO SERIGRAFIA. ..	110
FIGURA 46. ESQUEMA ILUSTRATIVO DO SETUP CONSTRUÍDO PARA O ENSAIO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA LINEAR DO SUBSTRATO FUNCIONALIZADO COM AG. ....	113
FIGURA 47. A) VOLUNTÁRIA A REALIZAR O ENSAIO COM O SENSOR DE GEL CONVENCIONAL; B) VOLUNTÁRIA A REALIZAR O ENSAIO COM O EMS.T.1, DEVIDAMENTE FIXADO POR ELÁSTICO. ....	115
FIGURA 48. SENSOR DE TEMPERATURA MODELO MLX90614, E A SUA PERSPETIVA DE TAMANHO. ....	118
FIGURA 49. PEÇA VESTÍVEL Nº1, IMPRESSA EM FILAMENTO FLEXÍVEL, COM APLICAÇÃO DE FOLHA DE OURO E COBRE. ....	119
FIGURA 50. O "TECIDO" IMPRESSO EM FILAMENTO FLEXÍVEL, COM PADRÃO DE COLMEIA. ....	120
FIGURA 51. PEÇA VESTÍVEL Nº1 COM PRÓTESE ESTÉTICA INTEGRADA. ....	120
FIGURA 52. DIFERENTES ÂNGULOS DA PEÇA VESTÍVEL Nº1 COM PRÓTESE ESTÉTICA INTEGRADA. ....	121
FIGURA 53. PRÓTESE ESTÉTICA INTEGRADA À PEÇA VESTÍVEL Nº 1. ....	121
FIGURA 54. PEÇA VESTÍVEL Nº 2 COM PRÓTESE MECÂNICA INTEGRADA. ....	122
FIGURA 55. PRÓTESE MECÂNICA INTEGRADA À PEÇA Nº2. ....	122
FIGURA 56. PEÇA VESTÍVEL Nº2, COM PRÓTESE MECÂNICA INTEGRADA, FRENTE. ....	123
FIGURA 57. PEÇA VESTÍVEL Nº2, COM PRÓTESE MECÂNICA INTEGRADA, COSTAS. ....	123
FIGURA 58. A) IMAGENS DAS AMOSTRAS FUNCIONALIZADAS COM DIFERENTES % DE GNPs E DA AMOSTRA CONTROLO; B) AMOSTRA REVESTIDA COM 15% DE GNPs. ....	125
FIGURA 59. SEM DO TECIDO TAFETÁ 100% CO EM DIFERENTES MAGNITUDES, NOMEADAMENTE, 1MM, 200 MM, 100MM E 20 MM. ....	126
FIGURA 60. SEM DAS AMOSTRAS FUNCIONALIZADAS EM DIFERENTES MAGNITUDES, NOMEADAMENTE, 1MM, 200 MM, 100 MM E 20 MM PARA: A) TECIDO 100% CO + 2% GNPs; B) TECIDO 100% CO + 5% GNPs; C) TECIDO 100% CO + 10% GNPs. ....	126
FIGURA 61. GSDR ESPECTRO DO TECIDO 100% CO, TECIDO COM A BASE POLIMÉRICA, E DE TODAS AS MALHAS FUNCIONALIZADAS COM DIFERENTES % DE GNPs. ....	128
FIGURA 62. ESPECTROS RAMAN DA AMOSTRA CONTROLO (COR TANGERINA), GNPs EM PÓ (COR PRETO), E AMOSTRA DE TECIDO FUNCIONALIZADA COM DIFERENTES % DE GNPs. ....	129

FIGURA 63. VALORES DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA PARA AS AMOSTRAS CONTROLO (COR LARANJA) E FUNCIONALIZADAS COM DIFERENTES % DE GNPs.....	132
FIGURA 64. A) VALORES DE CONDUTIVIDADE ELÉTRICA DAS AMOSTRAS (S/M); B) RELAÇÃO ENTRE A % DE GNPs NA MATRIZ POLIMÉRICA E A TEORIA DA PERCOLAÇÃO, ADAPTADO DE (P. PEREIRA ET AL., 2020). .....	133
FIGURA 65. A) CAMADAS DISTINTAS PARA A CONSTRUÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO/FORÇA; B) SENSOR DE PRESSÃO/FORÇA MONTADO E SUA RELAÇÃO DIMENSIONAL.....	134
FIGURA 66. A) VARIAÇÃO DA TENSÃO DE SAÍDA X TEMPO PARA A AMOSTRA FSR.10%.TEIA; B) VARIAÇÃO DA FORÇA X TEMPO PARA A AMOSTRA FSR.10%.TEIA. ....	135
FIGURA 67. SINAIS DE TENSÃO DE SAÍDA ADQUIRIDOS DE ACORDO COM A RESISTÊNCIA DO SENSOR, SOB 10 CICLOS DE COMPRESSÃO MECÂNICA PARA: A) SENSOR DOPADO COM 3% GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TEIA; B) SENSOR DOPADO COM 5% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO TEIA; C) SENSOR DOPADO COM 7% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TEIA; D) SENSOR DOPADO COM 10% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TEIA; E) SENSOR DOPADO COM 3% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TRAMA; F) SENSOR DOPADO COM 5% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TRAMA; G) SENSOR DOPADO COM 7% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TRAMA; H) SENSOR DOPADO COM 10% DE GNPs E MONTADO NO SENTIDO DA TRAMA. AS CURVAS COLORIDAS REPRESENTAM OS VALORES MÉDIOS DE TENSÃO (CURVA DE CALIBRAÇÃO). .....	136
FIGURA 68. COEFICIENTE DE VARIAÇÃO DA TENSÃO DE SAÍDA (CV%) SOB 10 CICLOS DE COMPRESSÃO MECÂNICA PARA: A) TECIDO DOPADO COM 3% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (B) TECIDO DOPADO COM 5% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (C) TECIDO DOPADO COM 7% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (D) TECIDO DOPADO COM 10% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA). ....	137
FIGURA 69. VISTA EM CORTE TRANSVERSAL DE UMA FIBRA COMPRIMIDA.....	138
FIGURA 70. SENSIBILIDADE PARA A) TECIDO DOPADO COM 3% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (B) TECIDO DOPADO COM 5% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (C) TECIDO DOPADO COM 7% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA); (D) TECIDO DOPADO COM 10% DE GNPs, CUJO MATERIAL ATIVO FOI MONTADO NO SENTIDO DA TEIA (LINHA CONTÍNUA) E NA DIREÇÃO DA TRAMA (LINHA PONTILHADA). ....	138
FIGURA 71. FOTOGRAFIAS DOS SENSORES DE ELECTROESTIMULAÇÃO TÊXTEIS: A), B) E, C) SENSORES EM TECIDO; D), E) E F) SENSORES EM MALHA.....	141
FIGURA 72. IMAGENS DE MICROSCOPIA OBTIDAS EM UMA ESCALA DE 500 MM PARA: A) TECIDO 100% CO, AMOSTRA CONTROLO; B) AMOSTRA EMS.T.1; C) AMOSTRA EMS.T.2; D) MALHA CONTROLO; E) AMOSTRA EMS.M.1; F) AMOSTRA EMS.M.2. ....	142

FIGURA 73. GSDR ESPECTRO DO TECIDO CONTROLO (COR CINZA LINHA CONTÍNUA), DO REFERIDO TECIDO COM A TINTA DE PRATA (COR CINZA LINHA PONTILHADA), DA MALHA CONTROLO (COR PRETA LINHA CONTÍNUA), E DA REFERIDA MALHA COM A TINTA DE PRATA (COR PRETA LINHA PONTILHADA). .....	143
FIGURA 74. ESPECTROS FTIR DO TECIDO 100% CO (LINHA CONTÍNUA EM COR CINZA), E DO TECIDO 100% CO FUNCIONALIZADO COM TINTA DE PRATA (LINHA PONTILHADA EM COR CINZA). .....	145
FIGURA 75. ESPECTROS FTIR DA MALHA CONTROLO (LINHA CONTÍNUA EM COR PRETA), E DA MALHA FUNCIONALIZADA COM TINTA DE PRATA (LINHA PONTILHADA EM COR PRETA). .....	146
FIGURA 76. MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS VALORES DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA E RESISTÊNCIA ELÉTRICA LINEAR DE TODAS AS AMOSTRAS. ....	147
FIGURA 77. VALORES DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICO-PELE PARA AS AMOSTRAS DESENVOLVIDAS E DO SENSOR CONTROLO, FEITO DE AG + GEL. ....	148
FIGURA 78. VALORES DE PERMEABILIDADE AO AR PARA AS AMOSTRAS: SENSOR CONTROLO; TECIDO CONTROLO; EMS.T.1; EMS.T.2; MALHA CONTROLO; EMS.M.1; EMS.M.2. ....	150
FIGURA 79. VALORES DE PERMEABILIDADE AO VAPOR DE ÁGUA PARA AS AMOSTRAS: SENSOR CONTROLO; TECIDO CONTROLO; EMS.T.1; EMS.T.2; MALHA CONTROLO; EMS.M.1; EMS.M.2. ....	151
FIGURA 80. COEFICIENTE DE ATRITO (ESTÁTICO E CINÉTICO) DAS AMOSTRAS: SENSOR CONTROLO; TECIDO CONTROLO; EMS.T.1; EMS.T.2; MALHA CONTROLO; EMS.M.1; EMS.M.2. ....	152
FIGURA 81. ESQUEMA QUE ILUSTRA O MÉTODO DE INTEGRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO E DE TEMPERATURA NA SUPRACITADA LUVA. ....	155
FIGURA 82. BRAÇADERIA COM ELÉTRITOS DE ESTIMULAÇÃO TÊXTIL DESENVOLVIDO POR NÓS: A) LADO DIREITO DA BRAÇADEIRA; B) AVESSE DA BRAÇADEIRA. ....	156
FIGURA 83. VISTA SUPERIOR DA CAIXA IMPRESSA A CONTER ABERTURA PARA OS FIOS QUE LIGAM OS SENSORES, A PRÓPRIA ALIMENTAÇÃO DO ARDUÍNO, E O ARDUÍNO; B) VISTA TRASEIRA QUE RETRATA A ABERTURA PARA O APARELHO DE ELECTROESTIMULAÇÃO, ONDE AS MOLAS FICAM APARENTES; C) CAIXA DEVIDAMENTE FECHADA COM PARAFUSOS; D) BOTÃO QUE PERMITE REGULAR A INTENSIDADE DA ESTIMULAÇÃO PELO PRÓPRIO UTENTE. ....	158
FIGURA 84. A) DEMONSTRATIVO DE COMO O APARELHO DE ELECTROESTIMULAÇÃO É CONECTADO AO ELÉTRITO TÊXTIL POR MOLAS; B) DEMONSTRATIVO DO SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> INTEGRADO, ONDE A LUVA É O SUPORTE PARA OS SENSORES, A BRAÇADEIRA É O SUPORTE PARA OS ELÉTRITOS, E A CAIXA RECEBE OS ESTÍMULOS DOS SENSORES E TRANSMITE PARA O APARELHO DE ELECTROESTIMULAÇÃO. ....	158
FIGURA 85. PRÓTESE IMPRESSA E MONTADA POR NÓS, MODELO KINETIC HAND, VESTIDA COM A LUVA SENSÓRIA.....	159
FIGURA 86. SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> INTEGRADO MONTADO E A VESTIR UM BRAÇO. ....	159
FIGURA 87. A FIGURA APRESENTA EM A) O ESTUDO COM O VOLUNTÁRIO V04; B) O ESTUDO COM A ORTOPROTÉSICO E SUA EQUIPA. ....	162
FIGURA 88. ETAPAS SEGUIDAS DURANTE OS TESTES DE VALIDAÇÃO DO SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> COM O V03.....	163
FIGURA 89. DADOS OBTIDOS DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO, PARA A V01, ONDE OS DADOS EM VERMELHO APRESENTAM A CORRELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA (° C) E TEMPO ON-OFF (MS), E OS DADOS EM AZUL, A CORRELAÇÃO ENTRE PRESSÃO, ADQUIRIDA SOB VALORES DE TENSÃO (MV) E O INTERVALO ENTRE ATIVAÇÕES (MS).....	166



FIGURA 90. DADOS OBTIDOS DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO, PARA O V02, ONDE OS DADOS EM VERMELHO APRESENTAM A CORRELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA (° C) E TEMPO ON-OFF (MS), E OS DADOS EM AZUL, A CORRELAÇÃO ENTRE PRESSÃO, ADQUIRIDA SOB VALORES DE TENSÃO (MV) E O INTERVALO ENTRE ATIVAÇÃO (MS).....	168
FIGURA 91. DADOS OBTIDOS DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO, PARA O V03, ONDE OS DADOS EM VERMELHO APRESENTAM A CORRELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA (° C) E TEMPO ON-OFF (MS), E OS DADOS EM AZUL, A CORRELAÇÃO ENTRE PRESSÃO, ADQUIRIDA SOB VALORES DE TENSÃO (MV) E O INTERVALO ENTRE ATIVAÇÃO (MS).....	170
FIGURA 92. DADOS OBTIDOS DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO, PARA O V04, ONDE OS DADOS EM VERMELHO APRESENTAM A CORRELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA (° C) E TEMPO ON-OFF (MS), E OS DADOS EM AZUL, A CORRELAÇÃO ENTRE PRESSÃO, ADQUIRIDA SOB VALORES DE TENSÃO (MV) E O INTERVALO ENTRE ATIVAÇÃO (MS).....	172

## Lista de Tabelas

TABELA 1. RELAÇÃO DAS TAREFAS ADL 'S COM OS TIPOS DE APERTO/PREENSÃO DOS DEDOS.....	21
TABELA 2. MODELOS DE PRÓTESES SUPERIOR DISPONÍVEIS NO WEBSITE DA E-NABLE, DIVIDIDAS EM 2 CATEGORIAS: ACIONÁVEIS PELO PULSO/PALMA, E ACIONÁVEIS PELO COTOVELO. ....	42
TABELA 3. RELAÇÃO ENTRE A MEDIÇÃO PERCETUAL, TIPO DE SENSOR UTILIZADO E SUA RESPECTIVA TÉCNICA DE MANUFATURA. ....	53
TABELA 4. PARÂMETRO DE IMPRESSÃO DOS FILAMENTOS .....	91
TABELA 5. RELAÇÃO TEMPO E QUANTIDADE DE MATERIAL GASTO PARA CADA PEÇA OU GRUPO DE PEÇAS .....	91
TABELA 6. PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO A SEREM TRABALHADOS NO SISTEMA DE <i>FEEDBACK</i> HÁPTICO.....	96
TABELA 7. CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DO TECIDO TAFETÁ. ....	97
TABELA 8. CODIFICAÇÃO DOS SENSORES DESENVOLVIDOS. ....	102
TABELA 9. CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DA MALHA INTERLOCK.....	109
TABELA 10. REFERÊNCIAS ATRIBUÍDAS AOS SENSORES DE ELECTROESTIMULAÇÃO DESENVOLVIDOS. ....	110
TABELA 11. PARÂMETROS DE DESEMPENHO.....	118
TABELA 12. ESPESSURA DAS AMOSTRAS SEM FUNCIONALIZAÇÃO, COM A MATRIZ POLIMÉRICA E FUNCIONALIZADAS COM DIFERENTES CONCENTRAÇÕES DE GNPs. ....	127
TABELA 13. RELAÇÃO ID/IG E I2D/IG PARA AS AMOSTRAS FUNCIONALIZADAS COM GNPs EM DIFERENTES %. ....	130
TABELA 14. PARÂMETRO DE IMPRESSÃO DA CAIXA PARA ARDUÍNO E ACESSÓRIOS. ....	157
TABELA 15. RELAÇÃO TEMPO E QUANTIDADE DE MATERIAL GASTO PARA CADA PEÇA. ....	157
TABELA 16. A RESPOSTA DA VO1 PARA CADA ESTÍMULO PERCEBIDO DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO. ....	167
TABELA 17. A RESPOSTA DO VO2 PARA CADA ESTÍMULO PERCEBIDO DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO.....	169
TABELA 18. A RESPOSTA DO VO3 PARA CADA ESTÍMULO PERCEBIDO DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO.....	171
TABELA 19. A RESPOSTA DO VO4 PARA CADA ESTÍMULO PERCEBIDO DURANTE OS 3 APERTOS DE MÃO.....	173

## Lista de Abreviações

a.C	Antes de cristo
ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
ADLs	<i>Activities of Daily Living</i>
Al	Alumínio
AMI	<i>Agonist-Antagonist Myoneural Interface</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
ATP	<i>Adenosine Triphosphate</i>
Au	Ouro
c-MWCNTs	<i>Multi-walled Carbon Nanotubes</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFRP	<i>Carbon Fiber Reinforced Polymer</i>
CIJ	<i>Continuous Inkjet</i>
Cu	Cobre
DED	<i>Direct energy deposition</i>
DMLS	<i>Direct Metal Laser Sintering</i>
DND	nanodiamante
DoD	<i>Drop on Demand</i>
EB	<i>Electron Beam</i>
EBM	<i>Electron Beam Melting</i>
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
FFF	<i>Fused filament fabrication</i>
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
GNPs	<i>Graphene Nanoplatelets</i>
GO	<i>Graphene Oxide</i>
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
KCC	<i>Krebs Cycle of Creativity</i>
LB	<i>Laser Beam</i>
LOM	<i>Laminated Object Manufacturing</i>
LTM	<i>Low-threshold Mechanoreceptors</i>
MA	Manufatura Aditiva
MDCT	<i>Multidetector Computed Tomography</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
Ni	Níquel
NTC	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
OTG	Órgãos Tendinosos de Golgi
PDMS	Polidimetilsiloxano
PETG	<i>Polyethylene Terephthalate Glycol</i>
PLA	<i>Poly-lactic Acid</i>

PP	Polipropileno
Pt	Platina
PTC	<i>Positive Temperature Coefficient</i>
RTDs	<i>Resistance Temperature Detector</i>
SEM	<i>Electro Muscular Stimulation</i>
SHS	<i>Selective Heat Sintering</i>
SLA	<i>Stereolithography</i>
SLM	<i>Selective Laser Melting</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
SMS	<i>Selective Mask Sintering</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
STL	<i>Standard Template Library</i>
TICs	Tecnologias da Informação e da Comunicação
TPE	<i>Thermoplastic Elastomer</i>
TPI	<i>Threads er Inch</i>
TPU	<i>Thermplastic Polyurethane</i>
UC	<i>Ultra sonic Consolidation</i>
WHO	<i>World Health Organization</i>

# 1 CAPÍTULO I | INTRODUÇÃO

## 1.1 Prólogo

A começar pelo prenúncio das diferentes civilizações, é possível evidenciar e destacar inúmeros exemplos de representações das identidades sociais por meio das imagens e da escrita. Ora pelas pinturas rupestres, pelos tratados, pelas cartas descritivas produzidas pelos viajantes, ou até mesmo pela indumentária usada em diversos períodos históricos. Mediante essas linguagens, captam-se indícios do “espírito social” de uma época, revela-se o indivíduo, o seu habitat e os seus costumes. Por tanto, ao longo dos séculos, as definições estéticas foram construídas, dentre outros, em virtude dos testemunhos dos filósofos, artistas e poetas. E, através dessas imagens contruídas, nossos sentidos são capazes de captar conceitos.

Assim, encontra-se a noção inicial de “Feiura” em oposição à “Beleza”. Para os pitagóricos, a beleza estava relacionada à harmonia da proporção áurea, o ser humano era identificado como medida de perfeição, que se distinguia por ter a “correta” fração das partes do corpo. Mais à frente, Leonardo da Vinci (1452-1519) realizou vários estudos de proporção ao tentar submeter, e/ou compreender, o corpo humano a um esquema geométrico legível. Em sua obra *As Proporções do Corpo Humano Segundo Vitruvius* (c.1490), da Vinci se fundamenta num sistema de medidas denominado metrologia, que por sua vez corresponde ao sistema duodecimal do metro do século XIX indicado por Vitruvius em sua obra *De architectura libri decem* e reiterado na bibliografia sobre Leonardo (Nathan & Zollner, 2004). Para Marcos Vitruvius (século I a.C.) as divisões da altura do corpo, e também da sua braça, eram representadas por denominador par, por exemplo: o cúbito equivalia a  $1/4$  da altura do corpo, o pé a  $1/6$ , o palmo a  $1/8$ , a palma a  $1/24$  e o dedo a  $1/96$  (Nathan & Zollner, 2004). Entretanto, o próprio da Vinci, por meio de suas investigações empíricas, identificou futuramente que não podia seguir o cânone de Vitruvius para todas as partes do corpo, por considerar, por exemplo, que o pé equivalia a  $1/7$  da altura do corpo. Para além disso, os biógrafos da obra de Leonardo da Vinci evidenciam que o artista nunca impôs a produção de uma representação exata das proporções do corpo humano, por compreender que à medida que o mesmo se aprofundava no assunto, maior eram as dificuldades

em encontrar um padrão. Contudo, essa referida busca pela “correta” e “exata” fração dos corpos, direcionou a concepção da história do olhar para com os ideais de beleza.

Ora a “Feiura”, por outro lado, apontava para a lógica da deturpação e deformidade relacionada a um corpo que não possuía um membro, ou mesmo apresentava determinada parte de maneira desproporcional ao seu semelhante. Porquanto, a compreensão deste indivíduo - do amputado - foi gerada no cerne da falta, da perda e do desequilíbrio, e os mesmos eram retratados como monstros e verdadeiras aberrações da natureza (Eco, 2007).

Para além disso, os amputados não eram só retratados como aberrações, como suas “anomalias” eram expostas nos idos “*freak shows*” e no Barnum Museum, datados do fim do século XIX e associadas à concepção de monstruosidade. “Microcéfalos da Albânia”, “O Homem-Elefante”, “Diferença Racial”, “Aldeias Indígenas”, “o Negro-Branco”, “A Mulher-Cabelo”, e “A Crianças sem Braço”, são apenas alguns dos termos utilizados para descrever as atrações (Courtine, 2011) . Ou seja, a história do olhar desse período buscava associar os desvios padrões corporais, e as ditas deformidades humanas, às sensações de estranheza e bizarrice. Nas palavras de Canguilhem “o monstro está na redoma do embriologista onde serve para ensinar a norma”. Portanto, os indivíduos sem membros, justamente por fugirem à norma, eram tidos como anormais e essa representação foi, de certa maneira, perpetuada através de um universo de signos que afixaram valores humanos inferiores a esses grupos (Canguilhem, 1965).

Entretanto, a partir do século XX, há uma gradativa mudança na história do olhar para com esse referido corpo. Tais “*freak shows*” acima mencionados eram conhecidos na época como o “Parque de diversão da teratologia”, e estima-se que receberam 41 milhões de visitantes entre 1841-1868, apenas no American Museum fundado por Barnum. Esse dado é importante pois indica o fascínio do público por tais “monstruosidades”(Courtine, 2011). De certa maneira, ao mesmo tempo em que o corpo visto como distópico foi inserido no contexto da monstruosidade, tendo gerado inquietação por parte do público, essa mesma inquietação ao se transformar em uma espécie de magnetismo tratou de naturalizar o sujeito objetificado.

Concomitante a esse processo de naturalização dos “monstros”, as imagens começam, lentamente, a se deslocarem dos estereótipos que enfatizam o “valor humano inferior” e que lidam com a dinâmica social da vergonha e humilhação, para conceberem ideais de igualdade e unidade. Este é um aspeto enfatizado pela sociologia, e que faz todo o sentido para se pensar na transição

dos estereótipos estigmatizados, para a noção da representação das individualidades dos corpos (Anchieta, 2019).

Para além dessa disputa por visibilidade e reconhecimento, no que tange os corpos amputados, o homem busca reparação por meio das próteses, em busca de estabilidade física, da retomada das funções do membro perdido, e de retirar-se da condição de desforme. Primeiramente, tais dispositivos eram compreendidos como estruturas para mimetizar tanto a função quanto a forma essencial do membro em questão (Thurston, 2007). Sem embargo, com as descobertas científicas e as invenções tecnológicas que confrontam o homem diariamente, a percepção do corpo está a sofrer questionamentos, assim como a formulação do que é uma prótese.

A semiótica relata que, em geral, uma máquina é qualquer prótese, ou seja, qualquer construto da primeira pedra lascada até a alavanca, a espada, a roda, os óculos, até mesmo as roupas, que substituem artificialmente a proteção natural que nos animais é fornecida pela pelagem ou pelas penas (Eco, 2010). Ora para outros campos do saber, argumentos sobre a antropomorfia evidenciam a questão do corpo “biocibernético” como um corpo híbrido entre o orgânico e o autômato, cuja consciência de *feedback*, conduz a noção mais desafiadora sobre reflexividade: sobre submeter o corpo autômato em contacto com o seu entorno em um circuito fechado de experiências somatossensoriais<sup>1</sup> (Maturana & Varela, 1980). Nesse raciocínio discursivo, as próteses são “ciber”, na medida em que resultam de sistemas tecnológicos vastos e invisíveis (de inovação, experimentação, aplicações, desenvolvimentos, produção, marketing, instalação médica e monitorização), e devem, em um sentido estreito, compor um organismo cibernético<sup>2</sup> (Santaella, 2010). Essa formulação insere-se em preceitos futuristas, da construção imagética e simbólica do ciborgue, de um homem com o corpo “ampliado”.

Vale salientar que os ciborgues são definidos como organismos compostos por partes orgânicas e cibernéticas, portanto, englobam tanto humanos que sofrem intervenções tecnológicas responsivas em seus corpos, quanto seres artificiais que simulam características humanas

---

<sup>1</sup> Experiências somatossensoriais são compreendidas pelo sistema sensorial somático, como sensações experienciadas pelo corpo humano, no que tange ao tato, propriocepção e dor (Bear et al., 2008)

<sup>2</sup> Vale esclarecer que, o conceito de cibernético, tanto aplicável para sistemas físicos e sociais, fundamenta-se na comunicação e controle de dados, ou seja, sistemas orientados por meio de *feedback* (Haraway, Donna; Kunzru, Hari; Tadeu, 2009)

(Haraway, Donna; Kunzru, Hari; Tadeu, 2009). Para tal, as tecnologias que envolvem os ciborgues dividem-se em quatro: “Restauradoras”, que permitem restaurar funções e substituir órgãos e membros perdidos; “Normalizadoras”, que retornam as criaturas à normalidade; “Reconfiguradas”, que criam criaturas pós-humanas, que são iguais aos seres humanos, e ao mesmo tempo diferentes; “Melhoradas”, que criam criaturas relativamente superiores aos seres humanos (Haraway, Donna; Kunzru, Hari; Tadeu, 2009). Ou seja, as novas próteses inteligentes, denominadas de biônicas, projetam o corpo biológico para se comunicar melhor com o mundo híper tecnológico em que se instaura, e essa projeção corporificada não se limita à forma da mão ou do braço, como uma reprodução do que foi perdido.

Ao encontro dos preceitos semióticos de prótese, a mesma pode assumir a forma inclusive de uma roupa ou acessório, como descrito pela atleta e modelo que teve suas duas pernas amputadas com um ano de idade. “Um membro protético não representa mais a necessidade de substituir a perda. Ele pode ser um símbolo de que o usuário tem o poder de criar o que quer que seja naquele espaço” (Mullins, 2009). Não por acaso, é de propriedade de Aime Mullins, o par de pernas protéticas desenvolvidas e apresentadas pelo estilista Alexander McQueen, no seu desfile primavera/verão 1999. Trata-se de pernas que mimetizam botas, esculpidas em madeira e inspiradas nos entalhos do período Luiz XIV, conforme Figura 1 a). As cavidades da peça, para que Mullins encaixasse confortavelmente o seu membro residual, foram feitas por Bob Watts da Dorset Orthopaedic, o que permitiu que a atleta as usasse sem nenhuma correia adicional. As solas da prótese foram inspiradas no design de um tamanco: a parte inferior do hálux, era curvada para permitir que Mullins andasse suavemente.

Outra referência de um membro protético como uma mimese de uma peça do vestuário, atribui-se à artista mexicana Frida Kahlo (1907-1954). Frida teve poliomielite em criança e a sua perna direita ficou atrofiada. Durante a sua infância recebeu a alcunha de “Frida da pena de pau”, e durante a sua adolescência a mesma tentava esconder a sua ortótese entre calças e saias compridas. Após muitas cirurgias e agravamentos, em 1953 Frida precisou ter a sua perna amputada (Kettenmann, 2001). A prótese, que para muitos era a representação da inabilidade, para a artista era - assim como seus lenços, brincos e demais acessórios – parte integrante de sua identidade visual corpórea; trata-se de uma bota vermelha bordada embutida na prótese, com sistema de amarração na perna para permitir regular a altura, conforme demonstrado na Figura 1 b). Entretanto, é de evidenciar que mesmo sendo suas ortóteses e próteses elemento estéticos



de forte importância na imagem construída pela artista, o processo de amputação foi algo de difícil aceitação para a mesma. Em um registro de seu diário Frida escreve: “Para quê preciso de pés quando tenho asas para voar?” (Kettenmann, 2001). Essa famosa frase remonta à questão complexa que envolve tanto a adaptação da artista com o seu novo corpo, quanto à difícil adaptação da mesma à utilização de um membro artificial.

Em tal grau, Alexander McQueen e Frida Kahlo, ao criarem tais peças, evocam as próteses como um discurso identitário: peças que para além de atuarem como sustentáculos do corpo físico, portam-se como fundamento do corpo psíquico, pertencentes, inclusive, ao campo sistêmico do Design de Moda.

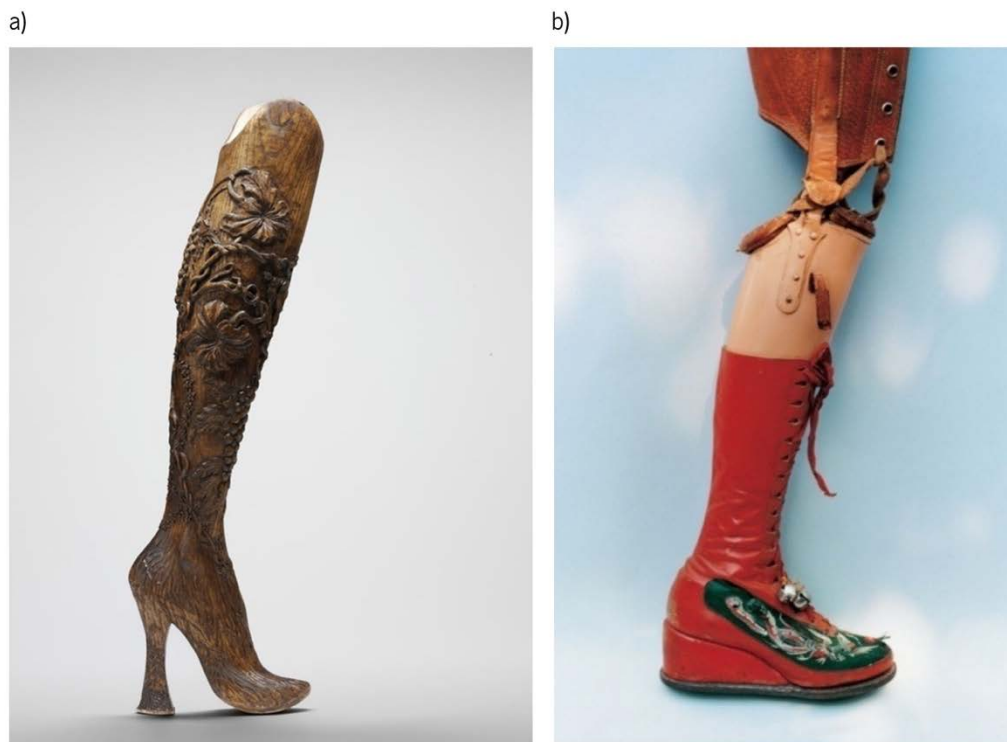


Figura 1. a) Fotografia da bota, Prosthetic legs, em madeira de freixo esculpida (McQueen, 1998); b) Fotografia da perna protética com bota de couro vermelha e bordados verdes, (Khalo, n.d.).

Tal discurso é amparado pelas ideias do engenheiro e artista multidisciplinar, Flávio de Carvalho (1899-1973). Carvalho relacionava o Vestuário e a Moda às questões sociais, psicológicas e fisiológicas, por meio de seus trabalhos visuais. De março a novembro de 1956, o artista publicou no jornal Diário de São Paulo, em sua coluna intitulada “Casa, homem, paisagem”, textos sobre a Moda e o Novo Homem. Mais precisamente no texto *A importância da cauda, A comichão filogenética*, Carvalho relata que o Homem, em períodos históricos de insegurança,

recorre a peças do vestuário, como longas caudas (vestidos e mantos), com o objetivo de sustentar-se por meio da roupa, tal como os animais se equilibravam através de suas caudas/rabos. Vide desenho feito pelo próprio autor, Figura 2 (F. Carvalho, 2010), em que o mesmo relaciona a cauda presente no manto de Josefina, à cauda de alguns mamíferos e répteis. O termo “Comichão Filogenética”, criado por Flávio de Carvalho, refere-se ao desejo por alterações na indumentária em grupos evolutivos. Filogenia é o estudo da relação evolutiva entre grupos de organismos, e o artista o utilizava para analisar as alterações no vestuário.

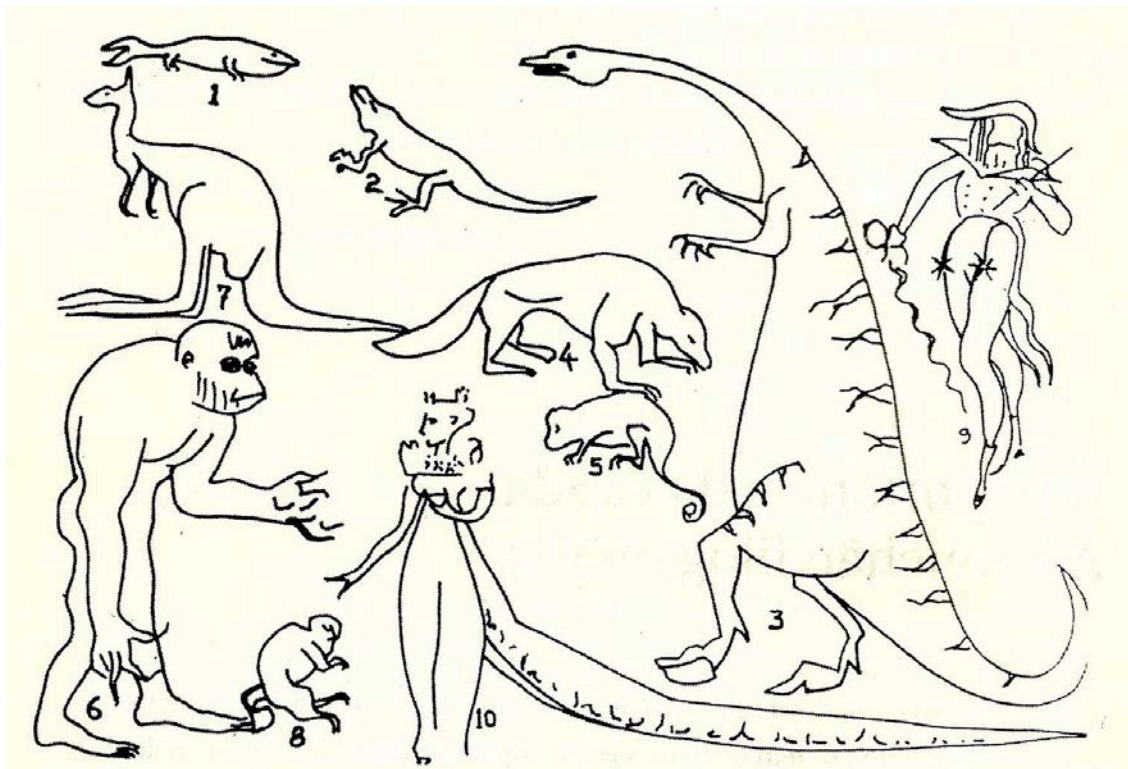


Figura 2. Ilustração feita para o artigo A importância da cauda – A comichão filogenética, em que o artista compara a cauda do manto do imperatriz Josefina de Beauharnais, ilustrado na imagem como referência número 10, e a casaca do homem (9), às caudas dos animais (F. Carvalho, 2010).

De encontro a tais ideias, está a teoria do corpo utópico (Foucault, 2013), que alicerça a maneira como Carvalho pensava as roupas: como um desabrochar das utopias, fantasmas ou desejos do corpo, projetando-os para outro espaço. Nessa perspectiva, formulou-se a concepção da roupa enquanto prótese do corpo (Arruda, 2016), e pelo campo simbólico da Moda, distinguem-se as próteses de Kahlo e Mullins, na qualidade de peças que excedem a formulação de dispositivos médios e abarcam forma, função e estética, tal como o vestuário.

Destarte, a partir deste raciocínio discursivo em que se destaca a roupa enquanto prótese do corpo, são elaboradas a pergunta de investigação, hipóteses e objetivos deste estudo.

## 1.2 Motivação e justificativa

Um estudo iniciado em 2016, em parceria com o grupo de pesquisa situado no *Louis Stokes Cleveland Veterans Affairs Medical Center* e o *Functional Neural Interface Lab*, pesquisadores se imbuíram do objetivo de desenvolver um dispositivo protético de membro superior com *feedback* tátil que possibilitasse, de alguma maneira, a restauração do toque humano, e proporcionasse ao utilizador um senso de conexão tanto com a referida prótese quanto com o meio que o circunda (Graczyk et al., 2018). Quando perguntado ao principal voluntário da pesquisa, Igor Spetic, que perdeu a sua mão direita em um acidente industrial, e a outros utilizadores de próteses de membro superior, o que eles mais desejavam que fosse melhorado em seus membros mecânicos, universalmente eles responderam que seria segurar a mão de um ente querido e realmente senti-lo (Tyler, 2016).

A verdade é que as mãos são órgãos extremamente complexos, com grande habilidade manipulativa, que ao mesmo tempo abarcam diferentes níveis de sensibilidade motora, ou seja, realizam desde movimentos delicados e precisos, até os que exigem força extrema. Para além disso, as mesmas abrigam os canais iniciais de comunicação neurais, que possibilitam sensações táteis e proprioceptivas. São órgãos que fornecem a comunicação do utilizador com o meio que o rodeia, através de informações sobre temperatura, humidade, pressão exercida e sofrida, dentre muitas outras. Tal pluralidade de especificações e funções simultâneas das mãos são, ao mesmo tempo, um desafio para os centros de investigação, quanto uma imprescindível necessidade dos utilizadores de membros protéticos superiores.

Em pesquisa realizada na plataforma de gestão de inovação denominada Ezassy™<sup>3</sup>, buscou-se pela palavra-chave *Haptic Feedback*, termo em inglês que designa um sistema que fornece respostas sensoriais. Foram utilizados os seguintes filtros: Notícias, Prêmios, Conferências, Testes clínicos, Patentes, Publicações, Propriedade Intelectual, e Sites, em toda a internet, sem restrição de países. Conforme observado na Figura 3, a pesquisa gerou 18.761 resultados, sendo que há uma equilibrada correlação entre publicações e patentes. Para além disso, de acordo com a Figura 4, esse tema apresenta um constante interesse, com significativo aumento a partir de

---

<sup>3</sup> <https://ezassy.com/>

2019. É de salientar que as pesquisas de 2022 referem-se ao primeiro semestre do referido ano. Portanto, tudo indica que o número de registos tende a apresentar o mesmo comportamento crescente dos anos anteriores e ultrapassar o registo anterior de 2.900.

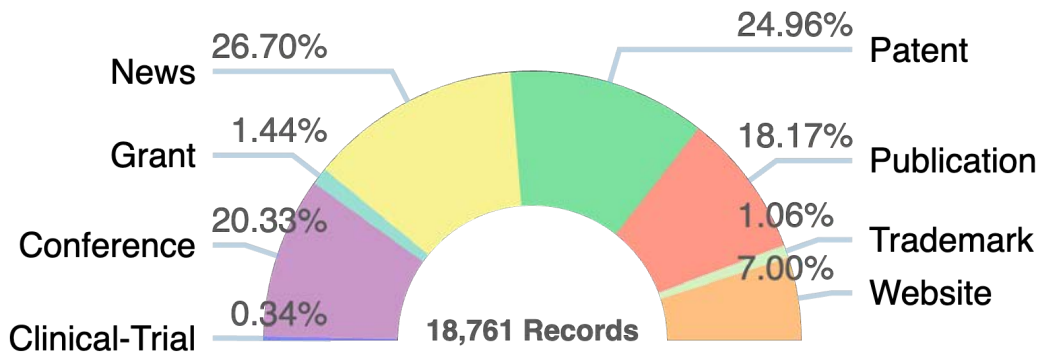


Figura 3. Resultado obtido na plataforma Ezassy TM, referente à distribuição de fontes de dados relacionadas com o termo *Haptic Feedback*.

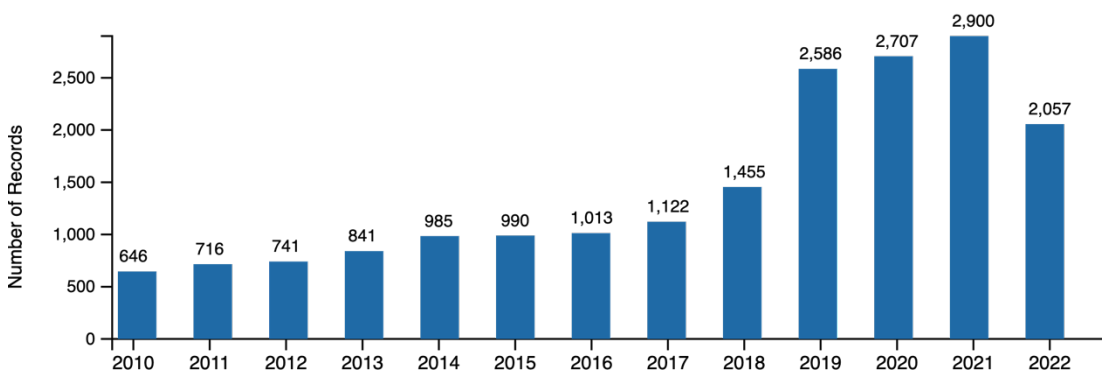


Figura 4. Resultado obtido na plataforma Ezassy TM, referente ao número de registos do termo *Haptic Feedback*.

Ao observar as palavras-chaves pesquisadas por ano que se relacionam com o tema em questão, em 2015 identificou-se o termo “informação de entrada”; em 2016 é acrescido à pesquisa “informação sobre o toque” e “interação social”; em 2017 aparece “incluir usabilidade”, ou seja, a possibilidade de vestir o dispositivo; em 2020, “interação entre máquina e humano”; em 2021, surgem os estímulos “vibração”, “temperatura corporal” e “força”; e em 2022, “textura” e “sistema sensorial robótico” são novos termos correlacionados à pesquisa sobre *feedback* háptico.

2015	2016	2017	2018
tablet computer	actuating area	virtual reality	structured information
interactive display	sensors based	sensors based	sensors based
computer readable storage medium	user input	structured information	user interface
ultrasonic wave	<u>touch information</u>	robots	robots
remote monitoring	generics	<u>input information</u>	disclosure relates
poor contact	virtual objects	<u>including wearability</u>	actuating area
physical button	user interface	digital processor	user input
<u>input information</u>	robots	clinical trial units	interactive display
image acquisition module configured	make sense	user interface	<u>input information</u>
facilitates execution	input	user input	virtual objects
executing instruction	implementation science	surgery	smart devices
exciting array	consumer health	stored thereon instructions	powerful technology
ensure implementable solutions	virtual environment	receiving user input	mechanical engineering
acquiring data	<u>social interaction</u>	actuated	magnetic fields
acquired	multiple complications	remote monitoring	generics
2019	2020	2021	2022
virtual reality	virtual reality	virtual reality	virtual reality
sensors based	robots	user interface	<u>including wearability</u>
<u>including wearability</u>	visualization systems	robots	visualization systems
robots	controls	<u>including wearability</u>	piezoelectricity
human computer interaction	virtual objects	sensors based	human computer interaction
actuated	user interface	visualization systems	actuating area
virtual objects	actuated	<u>vibration optimization</u>	user input
visualization systems	user input	user input	visual impairment
test track	teleoperation	actuated	<u>textures</u>
signal detection	<u>including wearability</u>	<u>body temperature</u>	<u>social interaction</u>
remote monitoring	remote monitoring	surgical procedures	<u>robot sensing system</u>
actuating area	piezoelectric actuators	service robot	output shaft
surgical treatment	actuating area	<u>input information</u>	machine learning
disclosure relates	human operators	clinical trial units	<u>input information</u>
clinical trial units	<u>human computer interaction</u>	<u>force</u>	<u>force</u>

Figura 5. Resultado obtido na plataforma Ezassy™, referente às palavras-chave pesquisadas por ano, a partir do termo *Haptic Feedback*.

As palavras obtidas foram pesquisadas pelo possível utilizador, ou por quem pesquisa/ produz tecnologias e inovações dentro do tema posto. Ou seja, por pessoas interessadas, de alguma maneira, pelo tópico. Claramente, *feedback* sensorial pode ser aplicado em diversos dispositivos eletrônicos distintos, como *wearables* para a realidade virtual, ou mesmo *machine learning*. Entretanto, não por acaso é de se destacar que o termo “interação social” aparece em 2016 e permanece constante nos anos subsequentes, e que, a partir de então a propriedade de vestir, juntamente com a capacidade de fornecer informações sobre o entorno, como temperatura, força e textura, é cada vez mais ratificada.

Isso posto, tanto os resultados obtidos através da supracitada plataforma de pesquisa, quanto os esforços realizados pelo grupo do professor Dustin J. Tyler (Graczyk et al., 2018), dentre tantos outros, reforçam que a responsividade sensorial é algo de extrema importância e interesse, tanto pela perspectiva da inovação quanto pela demanda do utilizador.

Para além disso, ao transpor o tema *feedback* háptico para o universo dos dispositivos médicos, é sabido que, até ao presente momento, não existe uma prótese de membro superior que mimetize todas as propriedades de uma mão. Portanto, diante do exposto, estudar e experimentar novas maneiras de fornecer respostas sensoriais ao amputado, é a motivação principal deste estudo.

De forma subsequente e complementar, identificamos que o método para reconstrução do referido sistema sensorial necessita ser acessível. De acordo com o último estudo estatístico disponibilizado pelo Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde (SIHSUS) do Brasil, entre 2008 e 2015, registraram-se 361.585 recursos de amputação hospitalares de membros inferiores e superiores, sendo a amputação de membros inferiores com maior prevalência (SUS, 2016). Esse estudo também mostrou que o país tem uma média anual de 20.7 amputados para cada 100.000 habitantes (embora 16 estados da Federação apresentem uma média superior à média nacional). Durante esse período de sete anos estudado, o número anual de amputações cresceu 30%, enquanto a população teve um aumento de 6.7% (Peixoto et al., 2017). No que concerne ao acesso às próteses, mesmo com a crescente demanda, menos de 3% dos brasileiros amputados dispõem de dispositivos que substituam membros perdidos. No cenário mundial, este número alcança 40 milhões de amputados e, devido ao custo e falta de informação, apenas 5% têm acesso ao tratamento protético (Marino et al., 2015). Para além disso, estudos de prospecção relatam que a diabetes - doença que leva a um risco 25 vezes maior de amputação

(Dieren et al., 2010) - afetará mais de 590 milhões de pessoas até 2030, com aumentos previstos em países de baixo e médio rendimento.

À vista disso, movidos pela falta de dispositivos protéticos que insiram sensorialmente o amputado no ambiente que o circunda, e pela disparidade que é o crescente número de amputados quando comparado ao número de indivíduos com acesso às próteses - fundamentados pelo raciocínio discursivo que inicia este plano - a pergunta de investigação deste estudo é: o imbricamento entre o Design de Moda com a Engenharia Têxtil, pode gerar novas soluções para o uso de próteses mais acessíveis e responsivas, que atendam a diligência em questão?

Ao encontro dessa vicissitude, designers e engenheiros têm feito alguns esforços, o que se ratifica pelo crescente desenvolvimento de projetos de próteses produzidas em impressoras 3D, especificamente através da tecnologia de deposição de filamentos por aquecimento, do inglês *Fused Deposition Modeling* (FDM). Um estudo de revisão - o mais recente até o presente momento - aponta que existem 58 modelos de próteses de membro superior disponíveis na internet, com diferentes tipos de controle (Kate et al., 2017). Dos 58 modelos disponíveis, 35 são próteses estéticas, e 23 são comandadas externamente, como por comando de voz, eletroencefalografia (EEG) e eletromiografia (EMG). É factível imprimir uma prótese pela técnica de impressão 3D mesmo que o usuário/amputado não tenha habilidades de design/maker. Uma vez de posse do arquivo em formato adequado para impressão, é possível imprimir em qualquer laboratório que disponha de uma impressora. No entanto, para que a prótese funcione de forma mais tecnológica, ou seja, seja responsiva às necessidades do dia a dia, é necessário configurar acionamentos externos, no que se exige competências mais particulares, como eletrônica, mais especificamente sobre sensores e atuadores.

Apesar disso, embora o avanço em relação aos acionamentos externos das próteses e consequentemente suas respectivas funcionalidades seja relevante, ainda não se atingiu a total corporificação do dispositivo no corpo humano. A corporificação distingue-se por ser a capacidade da prótese em responder a todos os estímulos que coloca o indivíduo em contato com o meio que o circunda, ao enviar e receber resposta direta aos neurónios responsáveis pelas funções do sistema somatossensorial dos membros (*feedback*). Experimentos atuais aproximam-se deste quesito, tratando-se do Design Neuroincorporado (Clites et al., 2018; Valle et al., 2018), método que propõe estratégias de codificação para fornecer estimulação neural a amputados a partir do design e implantação de elétrodos intraneurais. O referido método é recente, está a ser apontado

como um caminho para uma profícua reabilitação e multisensorialidade de membros biônicos. No entanto, por ser uma tecnologia invasiva, requer procedimentos cuidadosos e profissionais experientes cujo número e competência cresça de modo concomitante à demanda de novos amputados. Assim, para além de progressos referentes a procedimentos invasivos, é preciso que surjam alternativas fiáveis e não invasivas, para a maioria da população.

Estudos recentes sobre a representação neurológica dos membros artificiais em amputados, revelou que quanto mais o indivíduo é submetido à utilização diária de sua prótese, mais as áreas visuais do cérebro no córtex lateral occipitotemporal se reordenam e começam a responder às imagens das próteses (Van Den Heiligenberg et al., 2018). Esse facto foi demonstrado pelo aumento da conectividade entre as áreas visuais e sensorio-motoras do cérebro ligadas à funcionalidade das mãos. Para além disso, o mesmo estudo revelou que a tríade: atividades desempenhadas pelo membro biônico; conectividade visual-motora do mesmo; e frequente uso da prótese em atividades diárias, podem, progressivamente, fazer com que o cérebro reaproveite recursos neurais originalmente desenvolvidos para, a partir da representação visual, remodelar o sistema motor para controlar as próteses. Ou seja, o estudo valida também testes anteriores, em que se constata que a organização e reorganização do cérebro no que se refere à responsividade de atividades da mão, é melhor caracterizada pela experiência cotidiana (Hahamy et al., 2015, 2017; Makin et al., 2013).

Tendo em conta tais resultados preliminares, parte-se do princípio de que quanto mais recursos cognitivos forem atrelados às próteses para que a mesma responda a estímulos sensoriais, mais o cérebro estará propenso a se reorganizar para identificar e relacionar determinados impulsos recebidos pelo membro biônico a *outputs* sensoriais.

Ao encontro desse aspeto, o rápido desenvolvimento da nanociência e da nanotecnologia nas últimas décadas, acelerou o processo de miniaturização de dispositivos eletrónicos, sendo, portanto, cientificamente provável e tecnicamente factível desenvolver múltiplas funções eletrónicas na superfície ou incorporadas, inclusive, à estrutura das fibras têxteis (Clemens et al., 2003). A convergência da Engenharia Têxtil com a Engenharia Eletrotécnica tem o potencial de combinar a velocidade e a capacidade computacional da eletrónica moderna com a flexibilidade contínua e “vestível” que compreende a natureza das fibras. O que significa que, nos últimos anos, essas estruturas têxteis com eletrónica adicionada ou construída em seu interior têm apresentado possibilidades estimulantes para circuitos flexíveis, interface de computadores/processadores,



sensores de pressão tipo pele, etiquetas de identificação de radiofrequência e outros dispositivos para o corpo humano (Bruno, 2016).

À vista disso, e como uma possível resposta à pergunta de investigação que inicia este tópico, a hipótese aludida neste estudo é: a interface entre o Design de Moda com os Têxteis Inteligentes, pode ser um método não invasivo de tornar as próteses mais corporificadas, ao atrelar recursos visuais-motores às mesmas.

## 1.3 Objetivos

Os objetivos desta tese foram divididos em gerais e específicos, e serão elucidados cada qual na sequência.

### 1.3.1 Objetivos gerais

O trabalho tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, com fundamentos estéticos, impressa em 3D, que possa ser suporte para estruturas inteligentes com base têxtil (sensores e atuadores), que respondam a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

### 1.3.2 Objetivos específicos

Para concretizar o objetivo abrangente previamente descrito, foram definidos 8 objetivos específicos, que se designam por ações concretas.

1. Realizar, preliminarmente, uma pesquisa que sintetize qual o déficit proprioceptivo, que mais se deseja eliminar ou reduzir, quando se trata do contacto tátil do amputado com o meio circundante. Refere-se aqui aos sentidos relacionados à afetividade;
2. Desenvolver um sistema de *feedback*, com base têxtil como elemento integrador e ativo, que alcance a sensação cognitiva cuja pesquisa preliminar, descrita no tópico anterior, indicará;

3. Definir um modelo *open source* de prótese de membro superior, e validá-lo pela perspectiva da manufatura e montagem;
4. Desenvolver uma estrutura vestível modular e integrá-la à prótese previamente validada;
5. Definir/Determinar os filamentos para impressão 3D com resistência mecânica e de fácil utilização, para ser utilizada na prótese, assim como um filamento flexível adequado para a peça vestível;
6. Imprimir o referido design por meio da técnica de manufatura aditiva (FDM), de maneira a futuramente, ser suporte para o sistema de *feedback* inteligente com base têxtil desenvolvido;
7. Validar o sistema de *feedback* proposto;
8. Investigar os efeitos de sentido que emanam das próteses, como *wearables*, enquanto discurso estético do próprio corpo.

A Figura 6 ilustra em formato de infográfico, os objetivos específicos previamente descritos.



Figura 6. Infográfico com a indicação dos objetivos específicos e interdependentes, deste referido estudo.

## 2 CAPÍTULO II | Estado da Arte

Pela perspectiva simbólica, o termo “articulação” representa as funções necessárias à passagem da vida à ação. Na língua dos Bambaras, articulação chama-se nós, e é ela que fornece ao homem os meios para realizar-se, ou seja, transpor da ideia para a prática (Chevalier & Gheerbrant, 1998). Através dessa metáfora, o capítulo que se inicia tem como finalidade recorrer a fundamentos teóricos e conhecimentos científicos e tecnológicos atuais que forneçam, portanto, as “articulações” para que os objetivos específicos descritos no capítulo anterior sejam alcançados. Trata-se do levantamento bibliográfico, ou, como descrito aqui, Estado da Arte.

Este estudo apresenta 3 grandes pilares, nomeadamente, os “Têxteis Inteligentes”, o “Design de Moda”, e a “Manufatura Aditiva”. É no imbricamento entre esses três eixos, que se adquire entendimento para a realização de um plano de trabalho que culmine no desenvolvimento da prótese híbrida com responsividade sensória, vide Figura 7.

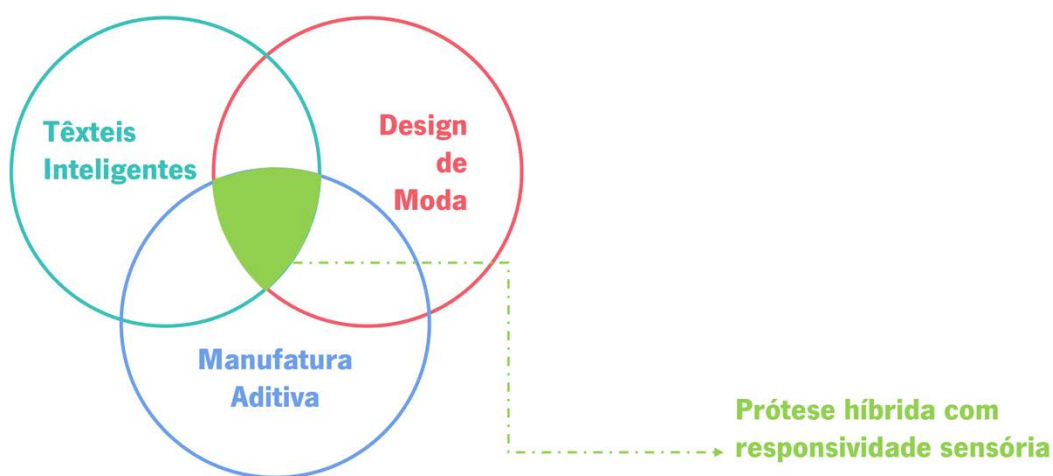


Figura 7. Infográfico dos eixos de pesquisa para o desenvolvimento da tese.

A pesquisa inicial sobre o Estado da Arte se deu através da busca das palavras-chave, em inglês e português – *Smart Textiles, Assistive Technologies, Wearable Technologies, Prostheses e 3D printing*– nos sites de indexação Google Acadêmico, Scopus, ScienceDirect e PubMed, que conduziram à obtenção de teses e artigos científicos publicados em congressos e *journals*. Concomitantemente, foi feito uma busca das citadas palavras-chaves no repositório da Universidade do Minho, assim como através do software *Derwent Innovation (Clarivate Analytics)*,

no que diz respeito a patentes. Dito isso, o referido levantamento bibliográfico resultante foi estruturado em sobretudo três tópicos principais, com os seus distintos desdobramentos. O primeiro refere-se ao membro superior em questão, seus componentes e princípio de funcionamento, as próteses que surgem para suprir as funções do membro perdido, os materiais e técnicas utilizados nessas próteses, até chegar especificamente nas próteses por manufatura aditiva. O segundo tópico refere-se à responsividade sensorial que se deseja reestruturar, ou seja, os inputs somatossensoriais a partir de um aperto de mão, e os têxteis inteligentes que podem atuar, de alguma maneira, como mimese dos estímulos constituintes de um sistema sensorial. E no terceiro tópico as próteses emocionais serão destacadas dentro do campo sistêmico do Design de Moda. De antemão, destaca-se que as próteses emocionais referem-se a uma classe de tecnologia que pode ajudar os indivíduos a regular e aprimorar suas experiências emocionais. Esses dispositivos podem assumir várias formas, desde sensores vestíveis que monitoram sinais fisiológicos até ambientes de realidade virtual que simulam diferentes estados emocionais. Neste estudo, interessa-nos práticas que utilizam princípios do Design de Moda para criar próteses que articulam com as emoções dos utilizadores. Vide Figura 8.



Figura 8. Infográfico que sistematiza o conteúdo estruturado a ser apresentado no Estado da Arte.

## 2.1 Membro superior

No corpo dos quadrúpedes, os membros dianteiros e posteriores eram compostos por estruturas semelhantes, que tinham como objetivo equilibrar o peso e contribuir para a locomoção dos mesmos. Cada qual era constituído por uma secção basal, dividido em segmentos proximais, médios e distais. O segmento basal conectava o membro ao esqueleto axial. O segmento distal portava os cinco dígitos. Com o processo de evolução, o Homem tornou-se bípede, e a função de suportar o peso do corpo, destinou-se, quase que integralmente, aos membros inferiores. Como resultado, os membros superiores tornaram-se livres e, gradualmente, evoluíram para órgãos com grandes habilidades manipulativas. Nesse sentido, no processo de aperfeiçoamento e adaptabilidade que rege a lei da evolução, o membro superior inteiro começa a funcionar como uma alavanca articulada, adaptável para executar várias funções complexas (Hanses & Koeppen, 2003).

Essa engrenagem corpórea, portanto, possibilita manipular, agarrar, segurar ou apertar objetos e/ou pessoas (Smith, 1989), ou seja, são fundamentais para a execução das atividades de vida diárias, do inglês *Activities of Daily Living* (ADLs). Ademais, os membros superiores respondem a estímulos do mundo externo, como a sensibilidade ao peso, e à temperatura – em decorrência do sistema sensorial somático - (Bear et al., 2008), para além de contribuírem para preservar o equilíbrio e a postura durante o andar (Elftman, 1939).

Para tais atividades, o membro superior age como um mecanismo de forma conectada, com seus pares e seus integrantes. Assim, os elementos que compõem o membro superior, desde que o Homem se tornou bípede, são: ombro, braço, antebraço e mão. A falta de alguma dessas parcelas interrompe, ou dificulta, as ações do todo.

A comunicação começa a partir do contacto com o mundo exterior. A pele do membro superior recebe estímulos, traduz em sinais neurais, essas informações seguem para o sistema nervoso central e o cérebro realiza a percepção delas. Isso significa que, as características do estímulo - como a intensidade, a duração, a posição e, algumas vezes, a direção - são codificadas pelo recetor sensorial. Por sua vez, o sistema nervoso central, compreende a atividade dos recetores e utiliza esses dados para gerar percepções coerentes. A partir de então, o encéfalo utiliza a informação sensorial para coordenar os movimentos (Bear et al., 2008).

Tal estruturação é o conceito primordial do Sistema Motor, composto pelos músculos e neurónios que o gerenciam. A medula espinal lidera e domina a contração dos músculos e o encéfalo comanda e controla os programas motores na medula espinal. A maior parte da massa muscular de um corpo é constituída pelo músculo esquelético, que tem como função movimentar os ossos. Por sua vez, o sistema motor somático é composto por esses músculos e as partes do sistema nervoso que os comandam (Bear et al., 2008) .

Nessa perspectiva que compreende o controle motor, autores relacionam a articulação do cotovelo ao funcionamento do eixo de um canivete (Bear et al., 2008). Essa articulação é formada onde o úmero - o osso do braço - é conectado por ligamentos fibrosos ao rádio e à ulna, os ossos do antebraço. O movimento que mimetiza o ato de fechar é chamado de flexão, e o movimento de abrir é chamado de extensão, conforme demonstrado na Figura 9.

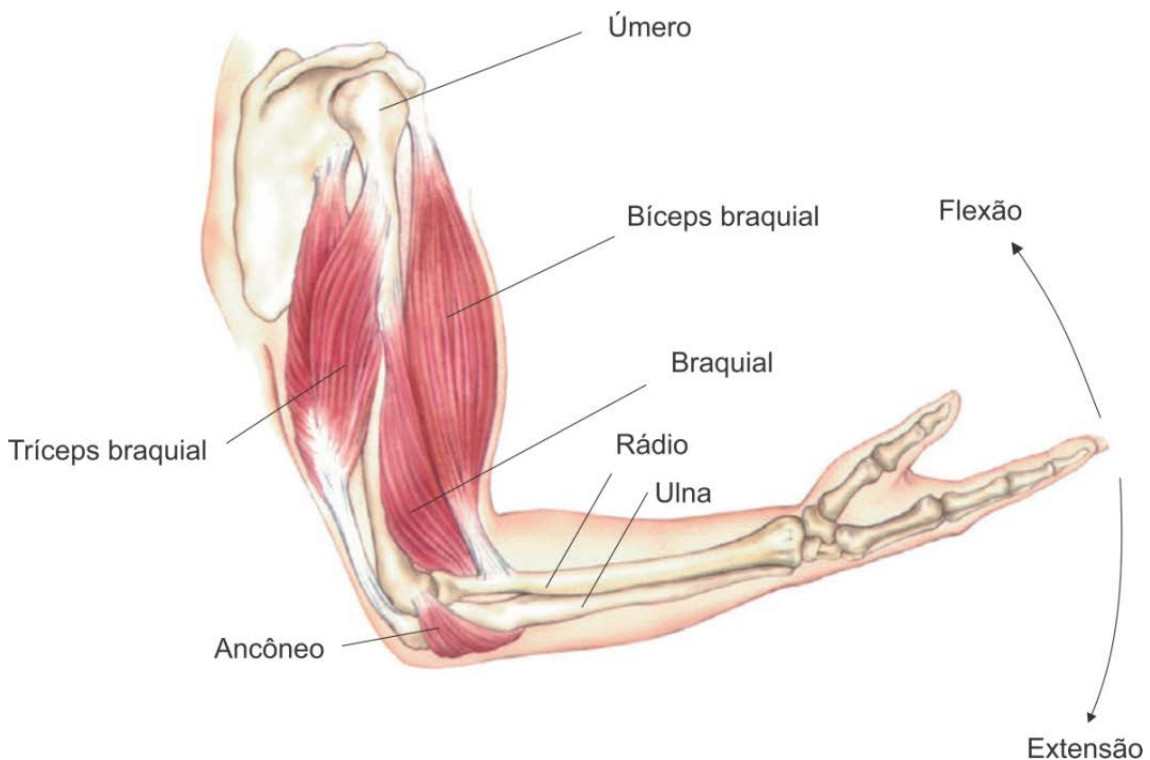


Figura 9. Ilustração dos principais músculos responsáveis pela articulação do cotovelo. O bíceps e o tríceps braquiais são músculos antagonistas. A contração do bíceps causa flexão, e a contração do tríceps causa extensão do cotovelo (Bear et al., 2008).

O músculo braquial promove a flexão, cujos tendões se inserem, em uma ponta, no úmero e, na outra, na ulna. Dois outros músculos, o bíceps braquial e o coracobraquial (que se situa abaixo do bíceps), provocam a flexão dessa articulação. Esse conjunto de músculos denomina-se músculos flexores da articulação do cotovelo. O tríceps braquial e o ancôneo são músculos extensores sinérgicos que promovem a extensão da articulação do cotovelo. Por puxar a

articulação em direções opostas, os flexores e os extensores são chamados de músculos antagonistas um do outro. Para que ocorra a flexão da articulação do cotovelo é preciso que os músculos sinérgicos contraíam os flexores de forma coordenada, assim como o relaxamento dos músculos extensores antagonistas.

No que tange aos músculos responsáveis pelo movimento do tronco, denominam-se de músculos axiais; os músculos proximais movem o ombro e o cotovelo; e os distais movem as mãos, os pés e os dígitos (dedos dos pés e das mãos). A musculatura axial é muito importante para a manutenção da postura; a musculatura proximal é essencial para a locomoção, e a musculatura distal, principalmente das mãos, é especializada na manipulação de objetos.

O ombro inicia-se na região peitoral, compreendendo a axila e a região escapular, sendo os ossos da cintura escapular a clavícula e a escápula. Os músculos do ombro, por sua vez, são o deltoide, supraespinhal, redondo menor, redondo maior e subescapular. As funções de movimento que compreendem o ombro são: flexão, rotação medial, flexão horizontal, abdução, extensão, rotação lateral e extensão horizontal.

O braço compreende o ombro até ao cotovelo, e o osso que o compõe é denominado de úmero. Os músculos são bíceps braquial, coracobraquial, braquial anterior e tríceps braquial. Portanto, as funções desempenhadas pelo mesmo são flexão do cotovelo, flexão e adução do braço e extensão do cotovelo.

O antebraço se estende do cotovelo ao pulso, os ossos são o rádio e a ulna. No que se referem aos músculos, os mesmos são subdivididos em três grupos: anterior, posterior e lateral. Na região anterior, a primeira camada é composta por: pronador redondo, flexor radial do carpo, palmar longo, flexor ulnar do carpo; a segunda camada: flexor superficial dos dedos; terceira camada: flexor profundo dos dedos; flexor longo do polegar; quarta camada: pronador quadrado. Na região posterior, por sua vez, há uma subdivisão em camada superficial e profunda: na profunda estão o extensor dos dedos, extensor do quinto dedo, extensor Ulnar do carpo e ancônio; na camada profunda estão: abductor longo do polegar, extensor curto do polegar, extensor longo do polegar, extensor do segundo dedo. Já na região lateral, estão os músculos braquiorradial, extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo e supinador. Esses músculos são responsáveis pela flexão do antebraço sob o braço, promovendo a extensão da mão, a rotação de sua palma para baixo (pronador quadrado) ou para cima (supinador longo e supinador curto).

Os ossos da mão se dividem em carpo, metacarpo e falanges. Por sua vez, os músculos são agrupados em três regiões: região palmar lateral (Tenar), região palmar medial (Hipotenar), e região palmar média. Na região palmar lateral está o abductor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar, adutor do polegar. Na região palmar medial estão: palmar curto, abductor do mínimo, flexor curto do mínimo, oponente do mínimo. Já a região palmar média compreende os lumbricais, interósseos palmares e interósseos dorsais. Suas funções são: abdução e flexão do polegar, flexão do metacarpo-falangeana (MF) do polegar, oposição (flexão + adução + pronação), adução do polegar, pregas transversais na região Hipotenar, abductor do dedo mínimo, oposição do mínimo, flexão do MF do dedo mínimo, flexão do MF e extensão da interfalangeanas proximais (IFP) e interfalangeanas distais (IFD) do 2º ao 5º dedo, mais propriocepção dos dedos, adução dos dedos (aproxima os dedos) e abdução dos Dedos (afasta os dedos).

Os dedos, quando combinam os movimentos de flexão, extensão, abdução e adução, permitem à mão diferentes formas de agarramento/aperto. Embora haja pouca conformidade sobre as classificações de padrões de preensão, as categorias gerais sobre a posição dos dedos em relação ao objeto apreendido, se dividem em seis: aperto lateral, aperto de força, aperto tridigital, aperto de precisão, aperto de extensão e aperto esférico, conforme demonstrado na Figura 10. Tais funções são essenciais para que um indivíduo realize as ADL's. A Tabela 1 relaciona nove tipos de ADL's aos tipos de aperto que uma mão precisa executar para realizar a referida tarefa.



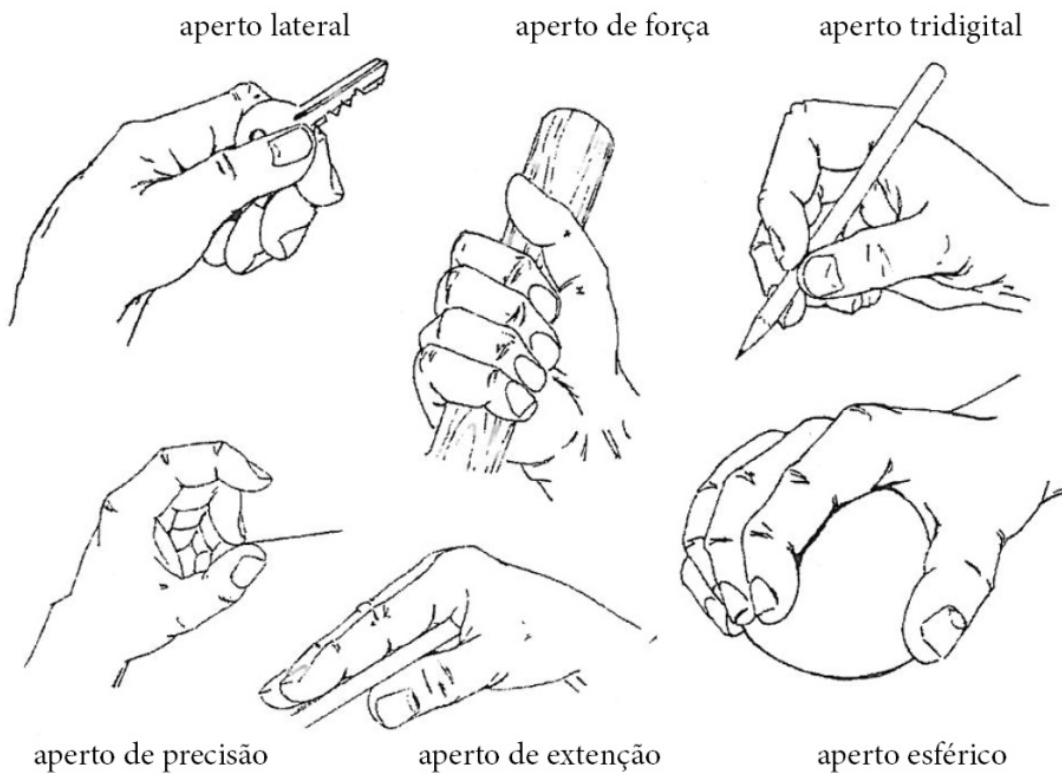


Figura 10. Ilustração das classificações de padrões de preensão dos dedos (Light et al., 2002, p.777).

Tabela 1. Relação das tarefas ADL 's com os tipos de aperto/preensão dos dedos.

<b>No.</b>	<b>Tarefas ADL 's</b>	<b>Classificação dos tipos de aperto</b>
<b>1</b>	Pegar moedas	Aperto de precisão
<b>2</b>	Desabotoar botões	Aperto de precisão/Aperto tridigital
<b>3</b>	Simular corte de comida	Aperto tridigital/Aperto de força
<b>4</b>	Simular o giro da página	Aperto de extensão
<b>5</b>	Remover a tampa de um jarro/frasco	Aperto esférico
<b>6</b>	Despejar a água de um jarro	Aperto lateral
<b>7</b>	Despejar a água de uma caixa	Aperto esférico
<b>8</b>	Mover lata vazia	Aperto de força
<b>9</b>	Mover jarra cheia	Aperto de força

Nota. Fonte: (Light et al., 2002)

De forma complementar ao que até agora foi descrito relativamente às funções de um membro superior, encontra-se o Sistema Sensorial Somático. Se por um lado o sistema Motor Somático está para a relação de controlo motor com objetos e/ ou pessoas, o Sistema Sensorial Somático está para a interpretação do membro a estímulos sensoriais. Tais estímulos se dividem em modalidades de toque, termorrecepção, nocicepção e propriocepção.

Nesse sistema, os recetores estão distribuídos em todo o corpo. Através de um único estímulo, muitos recetores são acionados concomitantemente e, de maneira resumida, o Sistema Nervoso Central (SNC) interpreta tais conjuntos de recetores e utiliza essas informações para gerar percepções coerentes.

Os axónios referentes ao Sistema Sensorial Somático que inervam a pele e conduzem as informações dos recetores até ao SNC são os axónios aferentes primários. Os mesmos entram na medula espinhal através das raízes dorsais (Bear et al., 2008). Os nervos somáticos são integrados ao corpo e, além da função sensório-motora necessária para muitas tarefas, eles também fornecem sinais de circuito fechado ao Sistema Nervoso Central (SNC) (Guçlu, 2021).

O Sistema Sensorial Somático consiste em recetores encapsulados, terminações nervosas recetoras, nervos periféricos aferentes, vias dentro da medula espinhal e do cérebro e dos centros de processamento associados no SNC (Guçlu, 2021).

Na pele se encontram os mecanorreceptores, termorreceptores e nociceptores, e associados a eles, estão os nervos cutâneos, que por sua vez consistem em fibras mielinizadas A $\alpha$ , A $\beta$ , A $\delta$  e C não mielinizadas. Para os nervos aferentes associados à propriocepção, uma terminologia diferente é usada: fibras mielinizadas I, II, III e não mielinizadas IV. É de salientar que os proprioceptores incluem terminais do fuso muscular, órgãos tendinosos de Golgi (OTG) e recetores articulares. Os mecanorreceptores cutâneos variam de acordo com o tipo de pele, ou seja, glabra ou pilosa (Pasluosta et al., 2018).

Os termorreceptores se agrupam, geralmente, em duas classes principais, uma que responde ao aumento e outra à diminuição da temperatura da pele. Em recetores frios estão as fibras mielinizadas (A $\delta$ ), em recetores quentes, as fibras C. Essas duas classes cobrem uma faixa de temperatura da pele de 5 °C a 45 °C (Guçlu, 2021). Acima desses limites, os nociceptores de calor e frio sinalizam as temperaturas excessivas e prejudiciais com dor. Os nociceptores são

diversos; alguns respondem apenas a danos mecânicos (nociceptores mecânicos A $\delta$ ), alguns a estímulos mecânicos nocivos e altas temperaturas (nociceptores mecânicos de calor A $\delta$ ). A maioria dos nociceptores C são polimodais; respondem a estímulos mecânicos e de calor/frio extremos, e também a estímulos químicos. Esses causam uma dor lenta e ardente. Algumas fibras C são puramente quimiorrecetores; eles respondem a produtos químicos irritantes. Músculos e articulações também contêm fibras nociceptivas que são geralmente classificadas como grupos III e IV.

Dito isso, os aferentes do Sistema Sensorial Somático dos membros e do tronco, que enviam toque discriminativo e informações proprioceativas, ramificam-se ao entrar na medula espinhal e ascendem no córtex somatossensorial, onde são interpretados. A Figura 11 ilustra o conceito explorado até aqui, onde indica os recetores cutâneos e proprioceativos da pele que contribuem para um *feedback* sensorial.

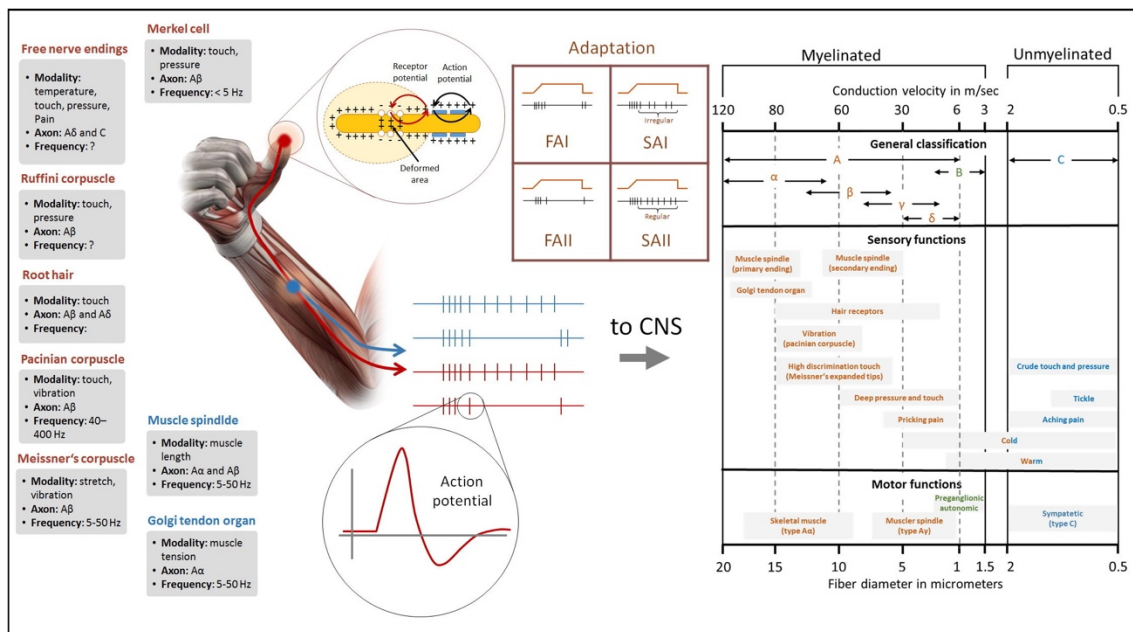


Figura 11. Ilustração que indica os recetores cutâneos e proprioceativos da pele que enviam a informação pela via aferente até o sistema nervoso central (Pasluosta et al., 2018).

Compreender os componentes e funcionamento do membro superior é fundamental, pois a perda de uma das partes interrompe o circuito fechado com o cérebro, que ocorre por meio das vias eferente e aferente, responsáveis pelo controle motor e pelo *feedback* sensorial, respectivamente. Portanto, em caso de amputações e deficiências congênitas, há uma perda completa do sistema sensorial somático e da função motora, provenientes da região anatomicamente “restrita”. Neste sentido, a prótese enquanto um dispositivo médico surge com

o intuito de cumprir as funções exercidas pelo membro ausente. Portanto, o que os próximos tópicos deste estudo pretendem, é desvendar quais atribuições neurobiológicas o membro protético já alcançou, por meio de quais técnicas, e através de quais materiais.

### 2.1.1 Próteses: surgimento e categorias

De acordo com a norma ISO 8549-1: Prosthetics and orthotics, e reiterado pela Organização Mundial da Saúde, do inglês World Health Organization (WHO) (2017), uma prótese é um dispositivo utilizado externamente no corpo de pessoas com deficiência ou limitações funcionais, utilizado para substituir totalmente ou parcialmente um segmento de membro ausente, e tem como objetivo auxiliar o seu utilizador a aumentar seu potencial para viver uma vida saudável, produtiva, independente e digna. Por outro lado, uma órtese é um dispositivo aplicado externamente para compensar deficiências da estrutura e função dos sistemas neuromuscular e esquelético. Nesse contexto, as próteses e as órteses são regulamentadas dentro do escopo dos cuidados da saúde que, por sua vez, estão inseridos no conceito de Tecnologia Assistiva. Essa distingue-se por ser um subconjunto da Tecnologia em Saúde, que compreende conhecimento organizado e habilidades relacionadas a produtos da área médica, cujo objetivo principal é manter ou melhorar o funcionamento e a independência de um indivíduo e, assim, promover seu bem-estar. A Figura 12 ilustra essa relação proposta pela WHO e, para além, atribuí às próteses o propósito de “mobilidade”.



Figura 12. Estrutura gráfica que ilustra a família de Produtos Assistivos, (WHO, 2017).

Neste estudo vamos empregar o termo “utilizador” para designar o que a WHO identifica como “Pessoas com deficiência”. Esse grupo compreende pessoas que tenham impedimentos de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial que, ao encontrarem diversas barreiras, possam impedir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de oportunidades com os demais cidadãos. No escopo desta tese, o nosso utilizador apresenta impedimentos da ordem física e sensorial, que podem ser em decorrência de dois fatores distintos, o primeiro de uma doença congênita ou adquirida, ou por trauma (acidentes). Diabetes Mellitus (Lin et al., 2020), doenças vasculares (Behroozian & Beckman, 2020), malignidades do osso ou da articulação (A. Martins et al., 2019), infecções e acidentes provocados no trânsito (Asirdizer et al., 2022) ou em situações de guerra (Edwards et al., 2016) são alguns dos exemplos que, a depender do trauma sofrido ou da gravidade da doença, têm como consequência a amputação do membro.

A prática de amputação dos membros surge no período neolítico, 43000 a.C. (Magee, 1998), e as razões para tal ato eram punitivas, terapêuticas e ritualísticas. A cirurgia de amputação de membros é considerada a mais antiga, no entanto, o índice de morbidade e mortalidade era alto. Devido à precariedade nos procedimentos, o uso de facas, machados e serras, e a falta de anestesia provocavam demasiada hemorragia e infecção.

Subsequente ao procedimento de amputação, mas não tão imediato historicamente, as próteses foram desenvolvidas para cumprir os requisitos de funcionalidade, aparência estética e um sentido psico-espiritual de totalidade, por volta de 1.500 a.C. (Padula & Friedmann, 1987). Há registros, no Peru, em que figuras e desenhos votivos foram encontrados a mostrar vítimas que receberam alguma forma de prótese. No entanto, o registo material mais antigo, encontra-se em exposição no Museu do Cairo, em que a múmia teve o dedo grande do pé direito amputado e substituído por uma prótese fabricada em couro e madeira, datada da quinta dinastia egípcia, 2750-2625 a.C. (Thurston, 2007). A partir de então, os documentos que comprovam a existência desses dispositivos ficaram mais presentes.

Em relação às próteses de membro superior, sua forma era primária, semelhante à configuração de um gancho. Esse modelo perdurou no período da idade das trevas até ao início do século XX. No entanto, de forma compassada, durante esse período também surgem outros experimentos, como “Le Petit Lorrain”, uma mão mecânica operada por presas e molas, desenvolvida pelo cirurgião-barbeiro do exército francês, Ambroise Paré (1510-1590), no século XVI (Hernigou, 2013; Thurston, 2007).

Contudo, é com o advento das duas grandes guerras mundiais, que as próteses se modernizam e se subdividem em categorias. Antes da Primeira Guerra Mundial, enfatizar o “membro ausente”, por parte dos veteranos, era “um sinal de coragem, heroísmo e sacrifício” (Ott et al., 2002). Entretanto, após a Primeira Guerra Mundial os governantes da Europa Ocidental e dos Estados Unidos priorizaram políticas que possibilitassem aos veteranos de guerra, uma recuperação das suas inabilidades mentais, psicológicas e físicas, e que, conseqüentemente, propiciassem aos mesmos o seu retorno produtivo à sociedade civil. Portanto, ao encontro dessa mentalidade, da alta demanda, e da colaboração entre médicos e artesãos, é que nesse período, laboratórios experimentais nacionais foram criados com o objetivo de desenvolver membros artificiais que fossem “o mais próximo possível da perfeição”. Dessa maneira, é criado o cenário oportuno para o desenvolvimento tecnológico no campo protético.

O fotógrafo e “publicitário científico” Jacques Boyer (1869-1960), realizou vários registros da evolução das próteses utilizadas naquele período. Boyer ressaltou que não se tratavam mais de braços artificiais projetados para “mascarar” os membros ausentes, mas sim “mecanismos engenhosos” que incluíam “considerações fisiológicas”, habilmente concebidas em “confluência com a arte”. A verdade é que nesse período os braços artificiais começam a conter uma grande

variedade de movimentos e finalidades que incluíam uma mão com um pulso flexível e dedos que podiam abrir, girar e agarrar objetos. Para além disso, as próteses eram confeccionadas para trabalhos específicos, com estruturas de encaixe facilmente substituídas por uma mão para serem utilizadas na rua (Brown, 2019).

Em outras palavras, os membros artificiais começam a ser inovadores e projetados para remover o estigma associado à parte do corpo ausente de forma individualizada, com o objetivo de atender a cada demanda específica.

No que tange às próteses de membro superior, o primeiro requisito refere-se aos níveis de amputação. O indivíduo pode sofrer de amputação bilateral, quando não possui os dois membros superiores, ou unilateral, quando um membro, ou parte do membro superior foi amputado. Ao mesmo requisito, leva-se em conta o grau de amputação: parcial de mão, em que a parte amputada se refere à mão; transradial, em que a parte amputada é situada abaixo do cotovelo, entre a articulação do punho e a articulação do cotovelo; transumeral, que é uma amputação entre a articulação do cotovelo e a articulação do ombro; desarticulação do ombro define-se por ser uma amputação total do braço, conforme demonstra a Figura 13.

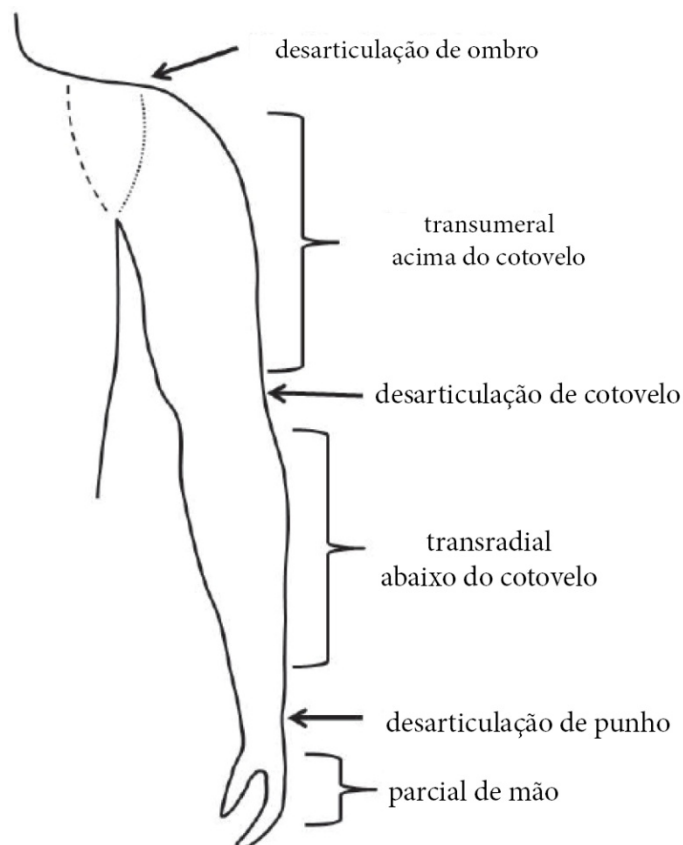


Figura 13. Ilustração dos quatro níveis de amputação (Centro Catarina De Reabilitação, 2018) .

Em relação às funções desenvolvidas pelas próteses de membro superior, as mesmas podem ser categorizadas em próteses passivas, que por sua vez são subdivididas entre cosméticas e funcionais; e próteses ativas, classificadas quanto ao acionamento, seja pelo corpo, ou externamente (elétricas e mioelétricas).

As próteses passivas, como o próprio substantivo descreve, referem-se aos dispositivos médicos que são passivos e não agentes da ação. As passivas cosméticas, portanto, quando acopladas, por meio de encaixe, no membro residual, cumprem o ofício estético. Enquanto as passivas funcionais têm o propósito de atividades muito específicas, como as relacionadas ao trabalho ou ao esporte. Salienta-se que as próteses passivas, com funcionalidades básicas, são as mais usadas pela maioria dos amputados, pela estética, custo, leveza, e uso intuitivo (Van Den Heiligenberg et al., 2018).

As próteses ativas, por sua vez, remetem ao verbo ativar, o que significa que elas são acionáveis. A forma como ocorre o acionamento caracteriza o dispositivo. O acionamento de próteses mecânicas ocorre pela força exercida pelo próprio corpo do usuário, em que cabos presos nas junções do punho e dedos geram os movimentos de abrir e fechar a mão protética. Dentro desta categoria encontram-se as próteses pneumáticas, acionadas por meio de um reservatório de gás comprimido ou CO<sub>2</sub>, normalmente localizado na região das axilas, e que age sobre atuadores pneumáticos.

As próteses ativas denominadas de mioelétricas se caracterizam pelo mecanismo de acionamento fundamentar-se na aquisição e tratamento do sinal de natureza bioelétrica - sinais por eletromiografia de superfície (EMG) - resultantes da atividade elétrica das unidades motoras recrutadas através da contração muscular de um membro residual. Esse, por sua vez, acionará um determinado atuador, que ativará a ferramenta terminal (a prótese em questão), (Vidal, 2008). A primeira prótese controlada por sinais EMG data de 1948. Em 1967, a empresa Ottobock®, introduz o referido sistema para uso clínico, ao disponibilizar para o mercado, uma prótese mioelétrica cujo modelo era denominado de Z6 (Muzumdar, 2004). Desde então, surgem pesquisas e desenvolvimentos relacionados a esse tipo de prótese. No que tange aos elétrodos (EMG), inicialmente eram feitos de cola, depois eles foram substituídos por elétrodos secos, e a academia e a indústria caminham para apresentar novas alternativas, como os elétrodos de base têxtil cujos sinais são utilizados para classificar movimentos de próteses (Farina et al., 2010; G. Li et al., 2011; H. Zhang et al., 2013; Z. Zhang et al., 2010). Desde então os sinais EMG são utilizados



com a finalidade de controlar as próteses (Fougner, Anders; Stavadahl, Øyvind; Kyberd, Peter J; Losier, Yves G; Parker, 2012; Ibrahim et al., 2008; Jiang et al., 2012, 2014; Kuiken et al., 2009; Shehata et al., 2018).

Ainda que as próteses mioelétricas sejam consideradas dispositivos protéticos hábeis, é de se ressaltar algumas desvantagens que limitam o seu uso. As baterias e unidades motoras requeridas pelo sistema, para além de tornarem o dispositivo mais pesado, operam por um período de tempo limitado, a depender do uso e consumo de energia. Além disso, como os elétrodos EMG são anexados à pele, por vezes o sistema não compreende a intenção do usuário e realiza de forma incorreta a ação. Autores enfatizam que as próteses mioelétricas atualmente disponíveis no mercado não dispõem de um ciclo de retroalimentação completo, ou seja, a entrada sensorial táctil, háptica e proprioceptiva não é realimentada para as vias neurais naturais do usuário (Beckerle et al., 2019). O que significa que o utilizador não “sente” o que a prótese sente e não consegue interagir plenamente com o ambiente.

Diante disso, uma recente abordagem sobre a ativação de próteses é através de controles neurais (Clites et al., 2018). Tal estudo propõe uma metodologia para melhorar a comunicação do membro biônico com as vias neurais eferentes, responsáveis por transmitir comandos do sistema nervoso central para um músculo ou outro órgão final. Trata-se da interface neural denominada de agonista-antagonista - *agonist-antagonist myoneural interface* - (AMI), tendo a mesma sido testada em próteses de membro inferior. A AMI é um método para conectar os nervos dentro do membro residual a uma prótese biônica externa. A técnica conecta cirurgicamente, um músculo agonista a um músculo antagonista. Portanto, na medida em que o músculo agonista contrai, sob ativação elétrica, ele estica o músculo antagonista. Essa interação muscular dinâmica permite que os sensores biológicos dentro dos tendões musculares enviem informações relativas ao comprimento, velocidade e força do tendão muscular, através do nervo, para o sistema nervoso central. É assim que a cinestesia do tendão muscular se comporta, e essa é a principal maneira como os humanos capturam as informações proprioceptivas relativas às posições, movimentos e forças dos membros. No procedimento proposto, quando um membro é amputado, o cirurgião conecta a parte oposta dos músculos com o membro residual para criar uma AMI. Múltiplas AMIs podem ser criadas para controlar e sentir múltiplas juntas protéticas. Elétrodos artificiais são postos em cada músculo AMI, e pequenos computadores dentro do membro biônico decodificam esses sinais para controlar os motores no membro

biônico. Quando o membro biônico se move, os músculos AMI recuam ou avançam, enviando sinais através dos nervos ao cérebro, permitindo que a pessoa com a prótese experimente sensações naturais de posição e movimento de sua prótese.

### 2.1.2 História dos Materiais

A mais antiga evidência escrita da existência de uma prótese relata que a mesma foi fabricada em ferro. Este documento é de um poema sagrado da Índia - escrito entre 3500 e 1800 a.C. – que conta a história da Rainha guerreira Vishpla que perdeu a perna em batalha e foi equipada com uma prótese para permitir que ela retornasse à batalha (Thurston, 2007).

Registos do historiador grego Heródoto de Halicarnasso relatam uma substituição protética em 484 a.C., em que um soldado persa escapou da prisão cortando sua perna e depois a substituindo por uma prótese de madeira. Esse fato foi validado em 1858, com a descoberta de uma perna de cobre e madeira em Capri, na Itália, datada de 300 a.C. Aliás, próteses dos membros inferiores da época eram tipicamente feitas de placas de bronze com um núcleo de madeira e tiras de couro (Friedmann, 1972).

Em 218 a.C., o general romano Marcus Sergius, na segunda Guerra Púnica, sofreu a amputação de sua mão direita. Uma prótese feita de ferro foi moldada para permitir que ele segurasse seu escudo e retornasse à batalha. Ele lutou quatro vezes com apenas a mão esquerda, e, segundo relatos, a função de segurar o escudo foi cumprida pela prótese de ferro (Thurston, 2007).

Durante a Idade das Trevas, as próteses eram usadas não somente para batalhas, como para esconder deformidades. Eram dispositivos pesados e feitos de materiais disponíveis –além dos já citados madeira, metal, e couro, há também registros do uso de junco e bambu (Takechi, 1992). O uso desses materiais persistiu até tempos relativamente recentes e alguns desses foram resignificados, com o objetivo de atender a demanda de preço e peso, requisitos essenciais para as próteses atuais.

Projetos contemporâneos estão a explorar, novamente, o emprego do bambu na produção de próteses (Theodório et al., 2015). O projeto, inclusive premiado, é denominado de *Bamboodía*,

tratando-se de uma prótese de baixo custo, desenvolvida para adolescentes que sofrem de amputação abaixo do joelho causada por minas terrestres, na região do Camboja.

Com os avanços na ciência, especialmente no desenvolvimento de materiais compósitos, as próteses começam a ganhar materiais feitos de dois ou mais constituintes, cada um oferecendo propriedades físicas e biológicas diferentes, que podem ser combinadas sinergicamente e serem adaptadas ao meio.

Atualmente, os materiais mais utilizados para a produção de próteses são os compósitos poliméricos reforçados com fibras (Scholz et al., 2011; Theodório et al., 2015), pois são capazes de ser produzidos com características mecânicas muito favoráveis para a aplicação. Os mais utilizados são fibras de vidro para próteses e fibras de carbono, do inglês *Carbon Fiber Reinforced Polymer* (CFRP) para práticas esportivas que exigem alta performance. O CFRP é um material leve, com ampla flexibilidade e alta resistência.

No que se refere especificamente às próteses de membro superior impressas pela tecnologia 3D, um estudo de revisão aponta, em sua maioria, o uso da Acrilonitrila butadieno estireno, do inglês *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) e ácido polilático, *polylactic acid* (PLA) (Kate et al., 2017). No entanto, algumas exceções recorrem a filamentos mais flexíveis, como o Filaflex ou Ninjaflex (nomes comerciais), para partes específicas do braço. Identificou-se uma prótese impressa por *Selective Laser Sintering* (SLS), técnica que será descrita no tópico “processos”, em que o material utilizado para a impressão foi poliamida. Assim como o modelo impresso pela técnica de *Stereolithography* (SLA), utiliza plástico acrílico, e o modelo feito por Polyjet é o FullCure 720, uma resina foto polimérica.

Deste modo, com o objetivo de atender características e especificidades de cada parte do braço, é importante que se conjuguem múltiplos materiais na impressão de próteses de membro superior. Os mesmos precisam mimetizar as funções biológicas do braço, possuir qualidade de interface entre o coto e a prótese (de conforto e propriedades condutoras para compor/integrar o sistema inteligente de *feedback*) serem leves, mas não necessitam ser biocompatíveis com os ossos, pois este estudo não se refere a dispositivos invasivos ao corpo.

### 2.1.3 Manufatura Aditiva

Designada pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM), a Manufatura Aditiva (MA) é um processo de fabricação cujo princípio está na prototipagem de uma estrutura tridimensional a partir da adição, camada por camada, de um ou mais substratos. Enquanto a técnica de fabricação tradicional se distingue por ser subtrativa, que inclui uma combinação de retificação, dobra, forjamento, moldagem, corte, colagem, soldagem e montagem (ASTM International, 2015). A tecnologia de MA - também reconhecida popularmente na literatura como impressão 3D - produz uma estrutura física tridimensional, a partir de dados digitais, como o *Computer Aided Design* (CAD).

A aplicabilidade desse processo de manufatura é diversa, contemplando desde a indústria automobilística (Richardson, 2012), segmento da construção civil (Bos et al., 2016), área da proteção pessoal (McNulty et al., 2012), o setor do vestuário (Silva et al., 2017) e de acessórios (Yap & Yeong, 2014) à robótica (Cifuentes, 2015), até à indústria médica (Guo et al., 2017).

As vantagens desse processo, quando comparado a métodos convencionais de fabricação, são descritas por pesquisadores e produtores como numerosas. A primeira refere-se à competência de customização, visto que essa metodologia permite testes de forma, ajuste e função. Para além, o produto chega ao mercado em menor tempo, pois além de não haver a necessidade de construir moldes prévios, o mesmo pode ser impresso de forma inteira. A eficiência de material é outro quesito a se ressaltar, pois quase não há sobra de matéria-prima e a mesma, em muitos casos, pode ser reutilizada com um mínimo de processamento. Para além, a eficiência de recursos, dado que este processo não necessita de valências auxiliares como gabarito, ferramentas de corte e soldagem, por exemplo; capacidade de fabricar produtos híbridos, ou seja, uma única peça com propriedades mecânicas maleáveis e rígidas. Por último, mas não menos importante, está a flexibilidade de produção, porquanto, as máquinas, em geral, não necessitam de configurações dispendiosas, a qualidade do produto impresso resulta do processo, e não da qualidade do operador, neste sentido, o fabrico é sincronizado com a demanda do cliente.

Enquanto desvantagens do referido método, estão: limitação de tamanho, pois a maioria das impressoras mais comumente usadas possuem uma área de impressão reduzida; as imperfeições no acabamento superficial áspero e com nervuras; o custo elevado de determinadas

máquinas e matéria-prima; bem como, a alteração de algumas propriedades mecânicas dos materiais quando submetidos a determinadas temperaturas.

Sem embargo, o domínio da MA tem se mostrado prolífero para a inovação no design, e pesquisadores estão a trabalhar para atingir melhorias. Facto é que o método que se iniciou com o objetivo de confeccionar protótipos de forma rápida, atualmente, afirma-se como uma tecnologia de fabricação de produtos funcionais personalizados (Manufacturing Institute, 2014).

### 2.1.3.1 Processos

O fluxo de trabalho da MA, ou impressão 3D, abarca cinco etapas distintas. A primeira tange à criação ou obtenção do design de um modelo tridimensional em formato CAD. O mesmo pode ser obtido através de tomografia computadorizada, do inglês *multidetector computed tomography* (MDCT), ressonância magnética – *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), raio X, bem como sistemas de digitalização 3D (Prakash et al., 2018). Posteriormente, dá-se a conversão do arquivo em padrão *Standard template library* (.STL), embora amplamente utilizado, poucos concordam com a definição da sigla, ou *Initial Graphics Exchange Specification* (IGES), dentre outros. Essa extensão divide o modelo tridimensional em camadas transversais finas que permitirão a futura impressão 3D do mesmo (Desai & Magliocca, 2014). Se necessário, em virtude do formato do objeto, cria-se suportes para a impressão. Após a etapa de impressão, retira-se o suporte, sendo às vezes necessário lixar a superfície.

Nesta revisão de literatura foi possível identificar que existe uma discordância quanto à categorização dos diversos métodos que se enquadram ao conceito de MA. Segundo os autores (Chua & Leong, 2016), há quatro métodos distintos, e um deles apresenta três subdivisões; ora no artigo de revisão (Prakash et al., 2018), há uma relação de cinco técnicas principais, que não contemplam subdivisões; em outro estudo (N. Li et al., 2018), categoriza-se o processo em sete padrões. Em decorrência dessa incongruência relacionada às técnicas, matérias e processos, surge o *ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies*, com o objetivo de listar diretrizes referentes à Manufatura Aditiva. À vista disso, endossam-se, nesta revisão, as publicações do *ASTM* (F42 committee, 2009).

Por conseguinte, os processos de incorporação em camadas são classificados em sete, nomeadamente, *Material extrusion*, *Vat photopolymerization*, *Material jetting*, *Binder jetting*,

*Powderbedfusion, Sheetlamination e Directed energydeposition*. Posto isso, as técnicas de MA, por sua vez, subdividem-se de acordo com essas referidas categorias, com o objetivo de alcançar o melhor resultado para cada especificidade.

#### I. Material extrusion

Delineia as técnicas cujo princípio fundamental é a extrusão da matéria-prima por aquecimento. Esta categoria engloba o processo denominado *Fused Deposition Modeling* (FDM), que por sua vez é a metodologia mais utilizada para imprimir com materiais termoplásticos.

FDM, ou Fused filament fabrication (FFF), baseia-se na criação de objetos pela deposição de filamentos, através de um bocal aquecido, para construir uma camada que instantaneamente solidificará e receberá a próxima camada de forma subsequente (Prakash et al., 2018). A matéria-prima base desta técnica são os termoplásticos, no entanto, também pode-se utilizar ceras, metais e cerâmicas (Kruth et al., 1998). A espessura da camada, largura e orientação do filamento, e entrada de ar (na mesma camada ou entre camadas) são os principais parâmetros que afetam as propriedades mecânicas das peças impressas (Mohamed et al., 2015). Comparado aos outros processos, o método FDM apresenta equipamentos compactos, que incluem versões de desktop, o custo de manutenção é baixo e o processo de manuseio é relativamente simples (Ngo et al., 2018).

*Vat photo polymerization*, é o processo pelo qual um fotopolímero em estado líquido é seletivamente curado por polimerização ativada por luz, em um tanque. O método de *Stereolithography* (SLA) concerne a essa categoria de MA (Bourell, 2016).

SLA, uma resina de fotopolímero líquido, é fundida a partir de feixes de luz laser UV, que faz com que a resina em contacto reaja e solidifique. Requer estruturas de suporte para anexar a peça à plataforma de criação. Os materiais mais utilizados são resinas fotocuráveis (Prakash et al., 2018). Como vantagens, evidencia-se a alta qualidade e a boa resolução da impressão, que é em torno de 10  $\mu\text{m}$  (X. Wang et al., 2017). O número limitado de matéria-prima, citotoxicidade, processo lento de fabrico e o alto custo do maquinário e do material, são apontados como desvantagens desse método (Ngo et al., 2018).

## II. Material jetting

Nesta categoria o objeto é formado a partir de gotas do filamento, curadas pela exposição à luz (UV), com alta resolução de cerca de 16 microns de altura da camada (Bourell, 2016). Também conhecida como tecnologia de impressão a jato de tinta, em que o material em estado líquido é expelido e se transforma em sólido após deposição via resfriamento (cristalização ou vitrificação), mudanças químicas (como uma ligação cruzada polimérica), ou pela evaporação de um solvente (Vaezi et al., 2013). Os materiais são fotopolímero em estado líquido.

*Drop on Demand* (DoD) é uma maneira para se produzir gotículas, em que pulsos de pressão individuais no bocal causam a expulsão do fluido. É utilizado quando se exige mais precisão, pois é possível controlar o tamanho da gota a níveis menores. É restrito a água como solvente, por isso há limitações na diversidade de polímeros que podem processar.

Jato de tinta contínuo, do inglês *Continuous Inkjet* (CIJ) usam fluidos com menor viscosidade, em maior velocidade de queda, por isso são usados quando o tempo rápido de impressão é um critério importante.

## III. Binder Jetting

Processo característico em que um agente ligante em estado líquido é depositado, seletivamente, para se juntar a materiais em pó. A técnica utiliza bocais de impressão, mas em vez de imprimir com o material de construção, o material impresso é “aglutinante”. Essas gotículas são depositadas sobre uma camada do material em estado pó, furando as partículas de pó unidas, onde a peça deve ser moldada. O processo é seguido pela redução da cama de pó através de um pistão, e uma nova camada de pó é espalhada sobre a anterior, onde o aglutinante é disperso pela superfície da nova camada. Este processo é repetido até se concluir a forma pretendida (Vaezi et al., 2013). Os materiais usados neste método são ceras, compósitos, polímeros, cerâmica e metais (Y. Huang et al., 2015). O processo não exige alta temperatura e o tempo de impressão é menor, sendo esses identificados como os pontos vantajosos dessa técnica. A alta porosidade, qualidade de superfície baixa, precisão limitada pelo tamanho de partículas dos materiais, e dificuldade em remover partículas remanescentes, são alguns pontos negativos do processo.

#### IV. Powder bed fusion

Esta técnica diferencia-se por criar um objeto a partir da energia térmica que funde regiões de uma camada de pó. O processo se assemelha ao *Binder jetting*, no entanto, em vez de imprimir o “aglutinante” em uma camada de pó, a energia térmica é usada para derreter o pó na forma desejada. Os materiais utilizados são polímeros, metais e cerâmicas (Vaezi et al., 2013). Essa categoria subdivide-se em relação ao tipo de energia térmica.

Na *Direct Metal Laser Sintering (DMLS)*, um raio laser focalizado em uma câmara de gás inerte, dá forma a um objeto na medida em que derrete e funde pó de metal.

Na *Electron Beam Melting (EBM)*, um feixe de elétrons derrete o pó dentro do vácuo, e dá forma ao objeto 3D.

Na *Selective Heat Sintering (SHS)*, ao aplicar calor em uma cabeça de impressão térmica em camadas de pó termoplástico, o pó é curado e o objeto se funde.

Na *Selective Laser Melting (SLM)*, um pó de metal é fundido por um processo de laser mantido numa câmara de gás inerte. A partir de então, o rolo adiciona no topo e o mesmo procedimento é repetido para construir um objeto.

A *Selective Laser Sintering (SLS)* é semelhante ao processo do SLM, no entanto, o material é aquecido abaixo do ponto de fusão até que as partículas se fundam umas com as outras.

Na *Selective Mask Sintering (SMS)*, a técnica usa energia térmica infravermelha, através de uma máscara óptica digitalmente impressa, para derreter uma fina camada de plástico em pó.

#### V. Sheet Lamination

O método baseia-se no recorte de folhas de material, unindo-as em camadas (Bourell, 2016). Os materiais utilizados são papéis, metais e termoplásticos (Y. Huang et al., 2015). Esse método usa uma temperatura relativamente baixa, adequada para encapsulamento eletrônico e aplicações de sistemas eletrônicos incorporados.

*Laminated Object Manufacturing (LOM)* é um processo que funciona adicionando camadas de papel revestido com adesivo, plástico ou metal, que não são tóxicos. Cada camada



ou folha de material fino é cortada com um cortador a laser e depois colada sucessivamente. Processo rápido e precisão no eixo Z são pontos vantajosos nessa técnica. O encolhimento e a grande quantidade de resíduos, são pontos reconhecidos como desvantajosos (Vaezi et al., 2013).

O *Ultra sonic Consolidation (UC)* ou *Ultrasonic Additive Manufacturing (UAM)*, é uma técnica de fabricação híbrida que combina um processo aditivo e um processo subtrativo. Utiliza energia de frequência ultrassônica de baixa amplitude para unir materiais de folha fina e então formar os objetos. Camadas subsequentes são depositadas sobre a camada anterior. A conclusão dá-se por um processo subtrativo, como fresagem CNC, para produzir a geometria desejada (Ngo et al., 2018). Alta precisão dimensional, processo rápido e baixa temperatura são quesitos positivos dessa técnica. No entanto, ocorre desperdício de material, de laminação, e só funciona com metais.

#### VI. Direct energy deposition (DED)

O método consiste em dar forma a um objeto 3D, a partir da energia térmica concentrada para fundir o material à medida que são depositados em um substrato. As fontes de energia são feixe de laser, do inglês *Laser Beam (LB)*, feixe de elétrons, do inglês *Electron Beam (EB)* ou plasma. A matéria prima compreende tipicamente o pó ou o fio. A deposição ocorre sob gás inerte (sistemas de arco ou laser) ou em vácuo (sistemas EB). Os materiais são variados, sendo essa uma característica vantajosa, mas destinados a peças de baixo volume. Alguns atributos descritos pela ASTM destacam tal técnica com potencial para se produzir materiais com classificação funcional. Nomeadamente: o uso de fontes de energia articuladas, a utilização eficiente de energia (feixe de elétrons e arco plasma); matéria-prima entregue diretamente à fusão; a capacidade de depositar diretamente em componentes existentes; e potencial para alterar a composição química dentro de uma construção.

#### 2.1.3.2 Matéria-prima utilizada na MA

As construções dos objetos físicos tridimensionais, por meio das técnicas descritas anteriormente, utilizam matérias-primas classificadas em quatro categorias que aludem ao estado da substância. Nomeadamente, líquida, pó, lâminas sólidas, e fios (filamentos). Dito isso, as máquinas de MA processam termoplástico, papel, cerâmica, cera, metais, materiais compósitos (Prakash et al., 2018), betão (Ngo et al., 2018), ligas e vidro bioativo (Singh et al., 2017).

Conquanto, alguns esforços têm sido feitos para que ocorram avanços em diferentes tipos de materiais. Sobretudo, ligas de alumínio e magnésio e ligas de titânio, ambas direcionadas para a indústria aeroespacial; aços; superligas à base de níquel e carbono; compostos intermetálicos para a indústria aeronáutica; compósitos com matriz de metal; compósitos de matriz de titânio; compósitos de matriz de níquel; compósitos de matriz de cobalto; compósitos de matriz de ferro; revestimentos amorfos; polímeros e plásticos reforçados com finalidades variadas (N. Li et al., 2018).

Este estudo de doutoramento parte de um imbricamento entre o Design de Moda, e a Tecnologia Assistiva. Assim sendo, os requisitos mais consideráveis ao referendar a dialética entre vestuário e próteses não implantáveis, no que tange ao estado da arte dos materiais, são: o conforto, em seus respetivos aspetos ergonômicos, termofisiológicos, sensoriais, e estéticos (Silva et al., 2017); propriedades condutoras, em virtude da integração e/ou implementação dos sensores e atuadores; respirabilidade; ser impermeável à água; e não ser tóxico, tendo em vista que trata-se de um protótipo que estará em contato direto com o corpo. Isto posto, buscou-se concentrar nas pesquisas de materiais mais utilizados e recentes referentes aos quesitos supracitados.

A Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS) é o amorfo termoplástico mais utilizado pelo método FDM (Turner et al., 2014), e por sua vez está presente em muitas coleções de vestuário e de acessórios (Yap & Yeong, 2014), e em próteses não implantáveis (Kate et al., 2017). É um material barato, inodoro, em variedades de cores, e inclusive apresenta uma versão médica (Bikas et al., 2016).

O Acido poli-láctico (PLA) é um material polimérico biodegradável, biocompatível, livre de perigos toxicológicos e imunológicos, que abarca também aplicabilidade clínica (Ciurana et al., 2013). Tão utilizado quanto o ABS, apresenta maior rigidez, porém há no mercado uma variante, denominada de "PLA flexível".

PETG (Politereftalato de etileno modificado com glicol), cuja base é o PET - polímero utilizado desde garrafas plásticas até fibras de roupas - é um filamento que combina as funcionalidades do ABS (resistência mecânica e térmica durabilidade), e a confiabilidade do PLA (fácil de imprimir). A adesão da camada é considerável, o potencial de deformação reduzido, além de ser reciclável. São indicados para objetos que podem tolerar pressão, como peças mecânicas

e componentes de proteção. Há de salientar que já existe no mercado uma linha de PETG intitulada “*Skin tone Colors*”, com quatro tonalidades diferentes de peles, destinado para o mercado de próteses (Owen, 2013).

Elastômeros termoplásticos, do inglês *Thermoplastic Elastomer* (TPE), são essencialmente um plástico com características flexíveis de borracha. Elastômero de poliuretano termoplástico, do inglês *Thermplastic Polyurethane* (TPU), pertence à categoria de elastômeros termoplásticos (TPE) (Frick & Rochman, 2004), ou seja, o TPU é um tipo de TPE. São, geralmente, considerados seguros e não-tóxicos. Ambos apresentam elasticidade e propriedades mecânicas semelhantes, devido a tais características, atualmente são os mais presentes em coleções de Moda (Recreus, 2018).

Os materiais citados anteriormente já estão todos disponíveis no mercado, sendo leves, firmes e baratos em relação aos insumos utilizados em outras técnicas. No entanto, polímeros puros não atendem ao crescente requisito de resistência (X. Wang et al., 2017). Por isso, são incorporados aditivos nos polímeros para aumentar a resistência do mesmo. PVA com dispersões de nanodiamante (DND), por exemplo, são um novo tipo de filamento, com propriedades estruturais e térmicas melhoradas; polímeros reforçados com fibra de carbono apresentam boa resistência à flexão, são estruturas leves com potencial de aplicação em áreas de aviação e aeroespacial (N. Li et al., 2018), (Bikas et al., 2016).

Conquanto, o ponto de viragem para a melhoria de materiais para impressão 3D, se refere à elaboração de filamentos denominados de estruturas compostas, isto é, as possibilidades de se combinarem diversos materiais, formando compósitos, permitem o controle preciso das propriedades físicas, eletroquímicas, térmicas e óticas de acordo com a necessidade de cada produto. Uma patente está em concordância com tais estudos de prospecção, ao desenvolver um filamento customizável, que atenda às necessidades destinadas a objetos funcionais. Para esclarecer, é importante evidenciar que os inventores se referem a objetos funcionais como aqueles que possuem uma capacidade (ativa ou passiva), para reagir ou produzir sinais como resultado da interação com estímulos eletromagnéticos, óticos, químicos, etc. Trata-se de um filamento que inclui em seu interior, pelo menos dois condutores elétricos em contato direto com pelo menos um material de domínio funcional. Cada seção é impressa separadamente, pela técnica FDM, e apresenta uma forma de fio contínuo, com diâmetro desobstruído que permite o encaixe de cada parte, para depois serem fundidas em um arranjo de uma estrutura tridimensional, conforme Figura 14. A fim de exemplificar, imprimiu-se um filamento denominado

de eletroluminescente, onde um fio de cobre foi revestido com uma subcamada de dielétrico polimérico e então revestido com uma camada externa de sulfeto de zinco dopado com cobre, tal filamento foi utilizado para imprimir uma tela (display). Os inventores relatam que tal técnica, devido ao caráter personalizável, pode ter aplicabilidade, dentre outras, em peças protéticas biomédicas que são integradas com sensores de toque (Fink et al., 2018).

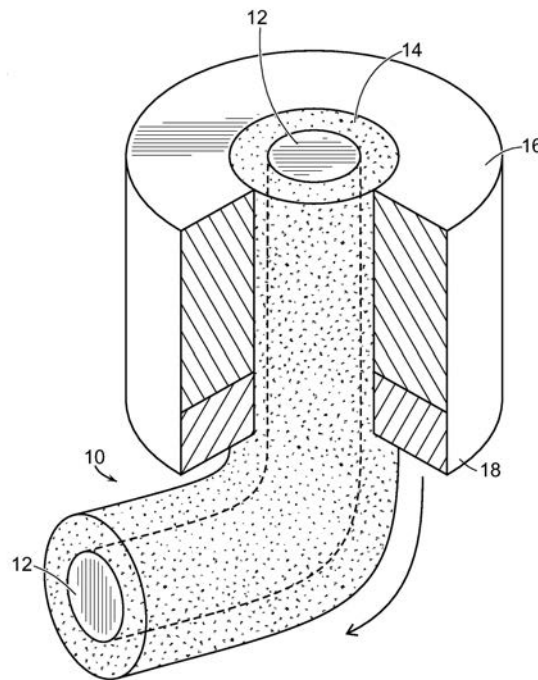


Figura 14. Desenho da patente que demonstra uma vista em perspectiva fibra funcional com multimateriais, (Fink et al., 2018).

De tal modo, revisões apontam ser esta uma área para pesquisadores e desenvolvedores explorarem, pois, o poder de customização da MA, a resistência extra que se atinge ao reforçar com fibra, e a capacidade de produzir estruturas 3D funcionais complexas com total controle sobre as propriedades do material, ajudarão os compostos de fibras de polímero a ganhar atenção de segmentos distintos. E, desta maneira, podem transformar a MA em uma técnica de fabricação robusta (Parandoush & Lin, 2017).

### 2.1.3.3 Próteses fabricadas por impressão 3D

A fabricação convencional de dispositivos médicos requer equipamentos especiais, matéria-prima e mão de obra especializada. No entanto, com o crescente aumento de amputados, especialmente em países de baixo rendimento e em zonas de conflito, os cuidados protéticos são escassos, pois não se cumprem os requisitos supracitados. Assim, em conformidade com tal

carência, e em consonância com o levantamento realizado no tópico anterior, os avanços nas técnicas de digitalização do corpo, e da manufatura aditiva, têm gerado um novo agrupamento de modelos protéticos, que requer menos trabalho manual, menos componentes, e são feitos mais rapidamente, com custo reduzido. Posto isso, este tópico procura distinguir projetos que estão em conformidade com tais objetivos, ao mesmo tempo em que fornecerá contributos para a identificação de um modelo base, *open source*, de prótese de membro superior a ser utilizado.

A e-NABLE é uma comunidade de voluntários cujo trabalho denomina-se de “Humanitarismo Digital”, ou seja, as ações filantrópicas são alicerçadas pelo uso das Tecnologias da Informação e da Comunicação (TICs), para conectar os menos favorecidos a quem detenha da ferramenta/produto/serviço que os mesmos necessitam. No contexto da e-NABLE, o objetivo é conectar os possíveis utilizadores de próteses de membro superior, a voluntários que possam fornecer tal dispositivo por meio da impressão 3D. Esta rede acontece da seguinte maneira: designers e engenheiros projetam, testam e disponibilizam modelos gratuitos de próteses de membro superior; na sequência, um futuro utilizador, ao entrar no website da comunidade, pode escolher o modelo, seguir o tutorial disponibilizado, imprimir e montar a sua própria prótese, ou, pode manifestar interesse por algum modelo e solicitar que algum voluntário da comunidade o faça. Os voluntários se organizam no que eles chamam de *chapters*, ou seja, pequenos grupos que funcionam como *Makerspace*, que dispõem, portando, de filamentos e impressoras capazes de confeccionar as referidas próteses. Atualmente existem *chapters* por todo o mundo, o que torna a atuação da e-NABLE global, e contribui, cada vez mais, para reduzir a grande lacuna da falta de dispositivos médicos para quem mais necessita.

O website da e-NABLE<sup>4</sup> é intuitivo e apresenta de forma clara os modelos de próteses superior disponíveis para download. Os modelos disponíveis se dividem em 2 grupos. O 1º grupo de modelos destina-se àqueles que têm um pulso funcional com palma total ou parcial, ou seja, designs que são capazes de funcionar através da flexão do pulso, forçando os dedos no dispositivo a abrir e fechar. Para que esses designs funcionem, os destinatários precisarão de um pulso e ou palma funcional. O 2º grupo de modelos é destinado àqueles que não têm um pulso ou uma palma funcional, cujos designs funcionem através da flexão do cotovelo em vez do pulso. Para que esses

---

<sup>4</sup> <https://enablingthefuture.org/>

projetos funcionem, os destinatários precisarão de um cotovelo funcional que possa dobrar facilmente, e que tenha maior parte do antebraço. As próteses acionáveis pelo pulso/palma são mais variadas, ao todo são 4 modelos. Já a prótese acionada pelo cotovelo, conta com apenas 1 modelo. A Tabela 2 apresenta os nomes dos modelos categorizados.

Tabela 2. Modelos de próteses superior disponíveis no website da e-NABLE, divididas em 2 categorias: acionáveis pelo pulso/palma, e acionáveis pelo cotovelo.

<b>Acionáveis pelo pulso/palma</b>	<b>Acionáveis pelo cotovelo</b>
e-NABLE Phoenix Hand v3	
Phoenix v2 Hand	Unlimbited Arm v2.1
Kinetic Hand	
Osprey Hand	

Ao disponibilizar cada modelo em seu website, a e-NABLE veicula a avaliação de cada dispositivo no que compreende 5 distintas categorias, nomeadamente: grau de maturidade do design; custo dos materiais envolvidos na produção; popularidade; dificuldade; e força de preensão. O grau de maturidade se difere em 3 níveis: alta para os modelos que possuem documentação minuciosa sobre o processo e foi amplamente testado e validade; médio, para quando o design é parcialmente maduro; e fraco para os que quase não possuem instruções e não foram devidamente testados. Os custos dos materiais envolvidos também se dividem em três: baixo para materiais cujo custo total seja inferior à 50\$; mediano para custos entre 50\$ e 100\$; e alto para custos superiores à 100\$. A popularidade é medida pela quantidade de estrelas recebidas pelo utilizador: muito popular são os modelos que possuem mais de 75 distintivos; mediano entre 20 e 75; e baixo menos de 20 distinções. O grau de dificuldade se relaciona à correlação entre impressão e montagem do dispositivo: fáceis, medianos e difíceis. O grau de força de preensão é avaliado em comparação a outros dispositivos da e-NABLE, alto grau de firmeza, médio e baixo (e-nable, 2022).

A tabela em formato Excel está disponível, também no website, para ser constantemente avaliada pelos utilizadores e voluntários que fazem parte do processo de manufatura da peça. Essa é uma informação de extrema importância pois dá ao utilizador informações necessárias para que o mesmo faça a melhor escolha de acordo com as suas especificidades. A Figura 15 revela como este processo de avaliação se dá de forma acessível e atualizável para e pelo utilizador.

e-NABLE Device Evaluations ☆ 📄

Ficheiro Editar Ver Inserir Formatar Dados Ferramentas Extensões Ajuda




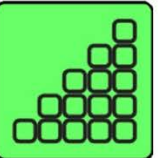
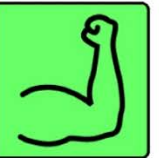
100% - Apenas visualização

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1					Established	\$30-50	>75 Badges	Low	High		
2	<b>Evaluate these devices: link to feedback form</b>				Being Adopted	\$51-\$100	20-75 Badges	Moderate	Moderate		
3					Experimental	>\$100	<20 Badges	High	Low		
4	Device	Pros	Cons	Assembly Quirks, Cautions	Maturity	Cost of Materials	Popularity	Difficulty	Grip Strength	License	e-NABLE Hub Page
5	e-NABLE Phoenix Hand v3	Currently recommended design. Labels added to snap pins for easier assembly.	Plastic mesh palm must be heat formed in a convex fashion. Similar to Phoenix V2, angle of palm/gauntlet should be 30-35%	Probably the easiest design to fabricate and assemble for beginners. Straightforward, high profile elastic bands provide finger extension. Beware that loose finger/phalanges joints can trap the elastic bands, constricting return motion.						Creative Commons - Attribution	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=13962">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=13962</a>
6	Kinetic Hand	A beautiful design, modeled from real human anatomy. Extensive high-quality documentation covering all aspects of preparation, printing, and assembly.	Requires the printing of flexible materials, which not all 3D printers are configured for. The performance of the flexible hinges varies based on the scale of the device (due to the increasing weight of the finger phalanges). The flexibility in the palm mesh and tensioners reduce the mechanical efficiency when gripping.	The flexible components are the trickiest part of this design. Both the printing and assembly are challenging for different reasons. When printing, the 3D printer needs to be designed to handle flexible materials (i.e. a direct drive extruder is very helpful). When assembling, the hinges have to be inserted into slots in each finger phalange, and the insertion can be difficult.						Creative Commons - Attribution - Non-Commercial Share Alike	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=35203">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=35203</a>
7	Phoenix V2	Solid design, scale @120% is for large child, small adult	Whipple-Tree design a bit more complex	Must remember to keep palm/gauntlet angle at 30-35% when stringing and tensioning. The combination of angle, and tensioning of 3 strings can be tricky, particularly at first						Creative Commons - Attribution - Non-Commercial Share Alike	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=385">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=385</a>
8	Cyborg Beast	Popular design, particularly for children. Printed finger bumps assist grip without need for Tippi	Uses specialty Chicago bolts. Need to tension 5 fingers individually is added complication.	Chicago bolts protrude, particularly for gauntlet strap, which can impede movement of outer two tensioners. Tensioning of 5 individual fingers is difficult						Creative Commons - Attribution - Non-Commercial	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=399">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=399</a>
9	Osprey	Use of high Bowden strength plastic eliminates need for separate tendons and straighteners. Most fluid action of all designs.	Leather gauntlet and palm adds expense, complexity.	Need for 10 small set screws is a complexity, and assembly instructions do not clearly explain how far to tighten and tension. Trial and error here.						Creative Commons - Public Domain - Dedication	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=389">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=389</a>
10	Unlimited Phoenix Hand	Solid design, use of 3 tensioners aids assembly. Similar to Osprey, a smooth action	Plastic mesh palm must be heat formed in a convex fashion. Similar to Phoenix V2, angle of palm/gauntlet should be 30-35%	Probably the easiest design to fabricate and assemble for beginners. Straightforward, high profile elastic bands provide finger extension. Beware that loose finger/phalanges joints can trap the elastic bands, constricting return motion.						Creative Commons - Attribution	<a href="https://hub.e-nable.org/content/perma?id=13962">https://hub.e-nable.org/content/perma?id=13962</a>

Figura 15. Printscreen da planilha disponível no site da e-NABLE.

O modelo e-NABLE Phoenix Hand v3 é o modelo mais bem avaliado em todos os aspetos no website, e a Figura 16 ilustra como as avaliações do mesmo são veiculadas.

★ RECOMMENDED

Maturity	Cost of Materials	Popularity	Difficulty	Grip Strength
				

To learn about what each of the above icons represents, please refer to the [Device Ratings Guide](#).



Figura 16. Printscreen do modelo de prótese e-NABLE Phoenix Hand v3.

Pela especificidade que requer o acionamento de uma prótese mioelétrica, a comunidade e-NABLE apenas fornece este serviço de desenvolvimento de próteses 3D mioelétricas por meio dos seus *chapters*, ou seja, os voluntários com experiência em sensores. Entretanto, a mesma indica o trabalho *opensource* de próteses desenvolvidas por outros grupos. É de salientar que a referida comunidade fundada nos Estados Unidos (Owen, 2013) abriu portas para que muitos



outros projetos de próteses acessíveis (tanto ativas quanto passivas), fabricadas pela impressão 3D, surgissem no mercado.

Um deles é o projeto *BionicoHand* (Huchet, 2012), Figura 17, que consiste numa mão protética mioelétrica, impressa em ABS. De acordo com o fabricante, a mesma apresenta 5 dedos, 1 motor, rotação de polegar para posição lateral e oposta, aperto de precisão que possibilita pegar uma caneta, assim como um aperto adaptativo possibilita pegar uma garrafa de 1.5 L. Não foram encontrados na literatura científica testes médicos que comprovem essas descrições. Isto se explica porque, para preencher os quesitos ISO 13485 de dispositivos médicos, é preciso ter seu produto avaliado por uma entidade certificada (Infarmed, 2016). No entanto, em seu site, o fabricante informa que não se trata de um dispositivo médico, e o revela como um projeto educacional de iniciação digital.

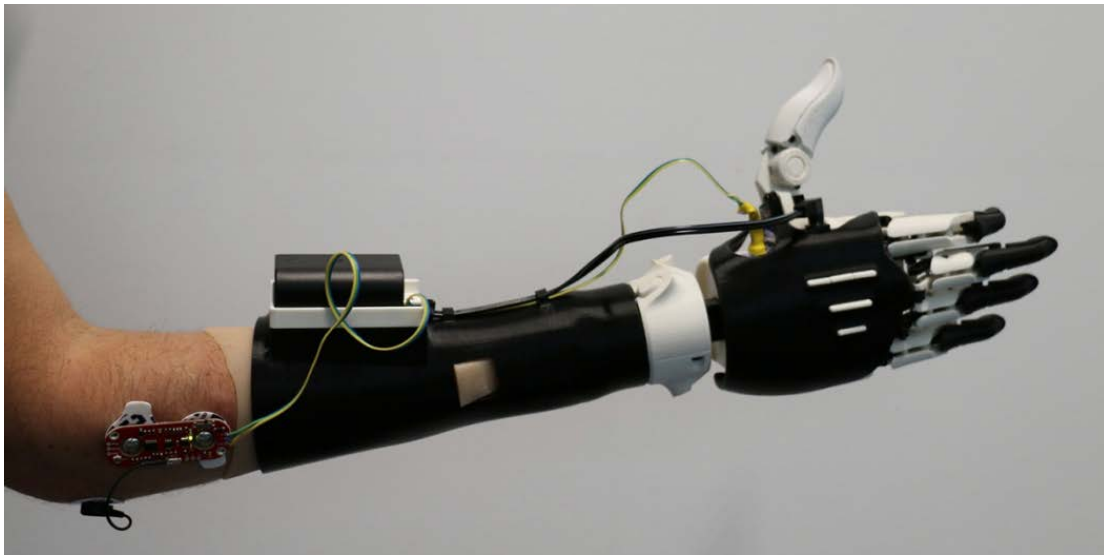


Figura 17. *Bionichand*, mão biônica de código aberto (Huchet, 2012).

A *Youbionic* (Ciccarese, 2018), Figura 18, também impressa em ABS, é direcionada para atividades práticas diárias, como levantar objetos e segurar alças. A modularidade é apontada como quesito exclusividade, onde cada dedo é autônomo, ou seja, possibilita um aperto adaptativo. Não foram encontradas especificações técnicas referentes aos tipos de sensores e atuadores de que a mesma dispõe.



Figura 18. Fotografias da You bionic hand, mão biônica com suporte vestível para braço, 6 atuadores ativos, e impressa em PLA, (Ciccarese, 2018).

A *Open Bionic* (Gibbard & Payne, 2014), empresa baseada no Bristol Robotics Laboratory, que surge a partir do projeto The Open Hand, lançou no mercado a prótese denominada de Hero Arm, Figura 19.



Figura 19. Fotografias do Hero arm, braço biônico com sensores de detecção de movimento, e capas customizáveis (Gibbard & Payne, 2014)

De acordo com o fabricante, é o primeiro braço biônico, impresso em 3D, clinicamente testado e medicamente certificado. A descrição do produto relata ser o mesmo personalizável enquanto forma, cor e textura e incluir sensores para detectar movimentos musculares. Recente trabalho confirma a informação fornecida pelo fabricante, no entanto não há descrição detalhada de quais sensores são utilizados (Hasan & Jaafar, 2018).

Outros projetos como a *Handicap International* (HI, 2018) e (Foundation, 2016) originam em associações/organizações que fornecem próteses, tanto passivas quanto ativas, para países em desenvolvimento. Ambos utilizam o Upper Limb System (ULS)<sup>™</sup> (LimbForge<sup>™</sup>, 2017), software que disponibiliza um catálogo de componentes imprimíveis em 3D para próteses de membro superior (tanto transradial, quanto transumeral) vide Figura 20, além de permitir que se utilizem designs de próteses já existentes, adaptando-as. É uma ferramenta para tornar o processo de fabricação de próteses mais simples, executáveis diretamente em locais de conflito, como Jordânia e Palestina.



Figura 20. Fotografia da Prótese desenvolvida e disponibilizada pela da LimbForge™, que criam projetos com o intuito de combater o estigma social. Os modelos antropomórficos oferecem correspondência de tons de pele (LimbForge™, 2017).

É Inegável o aumento no desenvolvimento de dispositivos protéticos feitos por fabricação 3D, assim como na criação e aprimoramento de tecnologias que auxiliam e tornam o processo, como um todo, mais acessível. No entanto, pesquisadores identificam alguns fatores a serem trabalhados (Kate et al., 2017). O primeiro refere-se à forma das referidas próteses, pois a maioria assemelha-se a uma mão mecânica, portanto se distanciam de características antropomórficas. O aspecto estético deveria ser trabalhado com mais atenção. Isso resulta em um fator de rejeição dos dispositivos protéticos por parte dos usuários (Biddiss & Chau, 2007; Cordella et al., 2016). Concomitantemente, a maioria dos modelos é direcionado para o público infanto-juvenil, neste sentido, há que se desenvolver modelos para a faixa etária adulta.

O fator peso e dimensão também necessitam ser diligenciados. Os criadores necessitam de se amparar nas dimensões médias dos membros, e no peso das partes eletrônicas integradas às próteses, para que as mesmas sejam compatíveis ao braço humano. A maioria dos fornecedores não fornece esses dados, portanto, torna-se difícil avaliar o conforto dos dispositivos.

Quanto ao público-alvo, quase 64% das próteses são desenvolvidas para pessoas com um nível de amputação abaixo do cotovelo, e 31% das mãos são desenvolvidas para pessoas com um nível parcial de amputação da mão (Kate et al., 2017). Ou seja, apenas 3 modelos de próteses são destinadas para pessoas com um nível de amputação acima do cotovelo, o que demonstra ser este um nicho que requer especial atenção.

Em relação aos modelos apresentados no artigo de revisão de literatura (Kate et al., 2017), 3 próteses são categorizadas como passivas, 32 são ativas - movidas pela força do corpo-, e 14 são externamente controladas. Portanto, em relação às funções desempenhadas pelas 46 próteses ativas, apenas 6 modelos apresentam distribuição de força entre os dedos de cada mão, ação que garante um aperto adaptativo. Todas as mãos ativas pesquisadas podem executar um aperto de força, e a maioria também pode realizar um aperto lateral. O aperto de precisão só pode ser realizado por 24 das mãos. Quase um quarto das mãos pode executar todos os seis tipos de aperto, que são, na maioria dos casos, mãos eletricamente motorizadas pelo punho. Isto quer dizer que, uma parcela dos modelos impressos por impressão 3D, e disponibilizados pela internet, executam movimentos que permitem a realização de atividades diárias. Nesta perspectiva, o estado da arte revelou que embora existam muitos avanços no que tange a funcionalidade mecânica das próteses, a sensibilidade sensorial, que refere-se à capacidade de um membro protético de detectar e interpretar informações sensoriais, como toque, pressão, temperatura e vibração, do ambiente circundante, é um nicho de inovação que requer especial atenção, por, até o presente momento, não haver um dispositivo protético que responda à tal necessidade.

Ao encontro do exposto, um estudo científico feito com o objetivo de identificar necessidades de melhorias em dispositivos protéticos de membro superior, realizou uma pesquisa com jovens amputados. Quando perguntado à um jovem - que testava uma das próteses com elevado grau de DOF -, o que ele considerava ser melhorado em seu membro artificial, ele respondeu que gostaria de segurar a mão de sua mulher e realmente senti-la, para além da presença física de uma mão ao agarrar a outra (Tyler, 2016).

#### 2.1.4 Síntese

Este levantamento buscou sublinhar os constituintes de um membro superior, essenciais para a realização das ADL's, tanto no seu aspeto motor, quanto somatossensorial. Destacou as próteses que atendem a cada funcionalidade supracitada, o seu modo de manufatura e os seus respetivos materiais. Indicou que as próteses passivas, com funcionalidades básicas, devido ao baixo custo, leveza, estética e uso intuitivo são as mais eleitas. Quanto aos materiais que as compõem, destacam-se os compósitos poliméricos reforçados com fibras, devido à sua superior propriedade mecânica e leveza, quando comparado aos materiais convencionais previamente utilizados. Relativamente ao processo de manufatura das mesmas, a manufatura aditiva tem, cada

vez mais, se afirmado como o método para tornar as próteses mais acessíveis a um maior número de cidadãos que necessitam. Ao encontro do exposto, a tecnologia FDM, por apresentar modelos de *desktop*, com um custo baixo (muitas vezes inferior à 300€), e uso simples, está amplamente inserida no dia a dia dos *makers*, que por sua vez, inserem em seus projetos, modelos de dispositivos médicos. E, nesse contexto, as próteses acionáveis pelo punho/palma, são as mais referenciadas, também devido a uma relação custo reduzido, leveza e uso intuitivo. Quanto à evolução no desenvolvimento de próteses de membro superior, a sensibilidade sensorial a partir do toque é apontada como o ponto necessário para inovação no campo protético.

## 2.2 Aperto de mão

*“Tocar uma pessoa é assumir que a outra tenha uma sensação tátil”* (Hall & Spencer Hall, 1983)

Para a neurociência social, a pele é o território de muitas ocorrências que irão direcionar a maneira como pensamos, sentimos e agimos e, neste sentido, é o canal mediador das percepções sociais, ou, em outras palavras, é um órgão social (Morrison et al., 2010). Esse mesmo campo disciplinar divide o toque social em três categorias: o “simples” toque, que envolve um contacto breve e intencional, como o toque suave no ombro, e que não exige reciprocidade; o toque “prolongado”, mais longo, mútuo, e que muitas vezes envolve um componente extra como a pressão; e o toque “dinâmico”, que se distingue por ser um movimento sobre a pele e muitas vezes repetitivo, como o acariciar. Ao encontro do exposto, o aperto de mão é condizente com a categoria de toque “prolongado”, mas também se relaciona com o toque “dinâmico”.

O aperto de mão é uma interação comunicacional não verbal executada entre duas pessoas. Não há um entendimento transcultural sobre o seu significado e surgimento. Para os árabes, o aperto de mão iniciou-se com o sentido de igualdade e respeito mútuo; na Grécia antiga, como uma prática de boas-vindas, simpatia, hospitalidade e confiança; na Europa Medieval era um sinal de confiança entre os cavaleiros. Para além das diversas concepções culturais, existem as variações subculturais, como a encontrada nos Estados Unidos na década de 60, para os negros o aperto de mão era considerado um cumprimento de almas, e se dava por meio do entrelaçar dos polegares, enquanto para os brancos o gesto se dava palma com palma (Hall & Spencer Hall,

1983). Entretanto, independente do gênero, idade e diferenças culturais, para quase todas as civilizações, o aperto de mão ocorre no início, e ou no fim de uma interação social, e a reciprocidade entre as partes destaca-se como parte fundamental para a compreensão do referido ritual. Em outras palavras, quando alguém estende a mão, existe ali empregado uma determinada força no ato: uma firmeza é expressa. Por sua vez, essa força exercida pelo recetor poderá ser uma função da força antecedente do outro. O que significa que as compreensões das sensações táteis neste ritual são cruciais para a interpretação de alguém sobre o outro, assim como sobre sua própria apresentação de si mesmo. Tal raciocínio discursivo está em consonância com Hertenstein et al. (2006), que identifica a comunicação tátil como “mudanças sistemáticas nas percepções, pensamentos, sentimentos ou comportamento de outra pessoa em função do toque do outro em relação ao contexto em que ocorre”.

Pela abordagem clássica da neurociência, as consequências sensoriais e perceptuais são provocadas pela estimulação dos mecanorreceptores de baixo limiar, do inglês *low-threshold mechanoreceptors* (LTMs) encontrados na pele e articulações. Por sua vez, os sentidos cutâneos englobam 4 sub-modalidades, nomeadamente, pressão/vibração, temperatura, coceira e dor. Neste sentido, embora os LTMs distribuam-se na mesma região anatômica, os recetores codificam os estímulos térmicos e químicos, e cada qual desses canais, gera distintas percepções que são processadas por classes de neurónios estímulos-específicos que se projetam em vias anatômicas definidas para o córtex frontal. Nesta abordagem, a mediação é feita por LTMs inervados por nervos aferentes A $\beta$ , que conduzem sinais exteroceptivos a velocidades de 20 a 80 m/s (McGlone et al., 2014). A abordagem previamente descrita é utilizada para justificar o toque discriminativo. Entretanto, estudos recentes identificaram uma terceira classe de fibras aferentes, denominadas, no Homem, como aferentes C-táteis (CTs) (Lloyd et al., 2015; McGlone & Reilly, 2010). Com uma velocidade de condução cerca de 50 vezes mais lenta que os aferentes mielinizados (0.5-2 m/s), as C-táteis são indicadas pela neurociência como as responsáveis por codificarem o toque prazeroso, denominado de toque afetivo (Lloyd et al., 2015; McGlone et al., 2007, 2014).

É de salientar que a pele encontrada nas superfícies planar e palmar, é classificada como glabra, em oposição à pele que apresenta pelos, e que se distingue por ser a encontrada no restante do corpo, por isso, a mais abundante. Faz-se ressaltar que tal classe de pele é constituída, maioritariamente, pelos aferentes C-Táteis, enquanto as mãos e pés são constituídas, em sua maioria, por nervos aferentes A $\beta$ (Griffin et al., 2001).

Em vista do exposto, é importante ressaltar que esses dois sistemas não são separados, ou seja, é provável que as vias sensório-discriminativas e motivacionais-afetivas interajam para a compreensão global do toque (Morrison et al., 2010). Para além, embora diferentes recetores no corpo e na pele sejam sensíveis à essas informações de forma particular, o cérebro liga automaticamente todas ao sentido unificado do tato (Gallace & Spence, 2010). Dado comprovado por estudos que indicam que as interações entre diferentes modalidades sensoriais podem ser observadas em áreas uni-modais do córtex: como a pesquisa realizada através do sistema de espectroscopia funcional em infravermelho, que revela padrões de respostas hemodinâmicas distintas para estímulos táteis, como o aperto de mão, no córtex somatossensorial esquerdo do cérebro (Hong et al., 2017; McGlone et al., 2010).

### 2.2.1 Inputs somatossensoriais a partir de um aperto de mão

O tato consiste em uma combinação da percepção tátil com o sentido cinestésico: enquanto o primeiro refere-se à estímulos recebidos na superfície do corpo, o segundo trata dos gestos estáticos e dinâmicos do corpo em si. A vista do exposto, buscou-se realizar uma revisão bibliográfica minuciosa que abrangesse trabalhos científicos que de alguma maneira mimetizassem a percepção tátil de um indivíduo com o seu entorno. Como resultado, foram elencados 12 artigos que, por sua vez, foram divididos em estudos que abordam as potencialidades táteis de uma mão de maneira mais abrangente, sendo que 5 desses propõem investigar, especificamente, o aperto de mão entre homem-homem e homem-máquina. O objetivo deste tópico é identificar quais são os inputs somatossensoriais abordados nas referidas ações, como o sistema sensório é reproduzido (materiais e métodos), e quais são as principais conclusões obtidas. A partir desta revisão, será possível estabelecer parâmetros de construção e análise para o sistema sensorial responsivo a ser desenvolvido nesta tese.

Dos 12 estudos evidenciados, 6 abordam a força de preensão exercida pelas mãos (em objetos e em um aperto de mão) como um fator importante a se analisar, sendo que 1 deles combina à percepção visual; 5 estudos corroboram pela observação dos movimentos exercidos pela mão; e 1 estudo, para além das percepções já citadas, integra a temperatura como um estímulo importante a se considerar. Ou seja, apenas 2 estudos fazem uso de uma arquitetura de detecção de modalidade dupla. Esse dado pode ser justificado por diversos motivos: 1º, os sensores devem ser robustos para os tipos de atividade exercidas pela mão humana, o que inclui ser capaz de



resistir a uma grande variedade de movimentos e interações ambientais complexas, ao mesmo tempo que atende aos critérios de alta sensibilidade e repetibilidade; 2º, para compreender totalmente as interações humanas com o ambiente, tanto a cinemática quanto as informações de contato são relevantes, portanto, o sistema sensório deve ser capaz de capturar os dados de forma independentemente, mas raciocinar sobre eles em conjunto. Isso é um desafio para muitas tecnologias de detecção, já que muitos sensores respondem a ambos os estímulos, tornando difícil identificar com exclusividade a causa de uma resposta do sensor (Hughes et al., 2020).

Dito isso, os sensores utilizados nas arquiteturas expostas foram sensores de pressão, tensão e de força para identificar movimento, posição e força, e fluidicos para posição e temperatura. Salienta-se que os sensores de pressão foram os mais utilizados para avaliar movimento, assim como quantificar e qualificar o aperto de mão em questão. Relativamente à manufatura desses sensores, todos são flexíveis e em sua maioria compreendem substratos têxteis, ora os têxteis são funcionalizados e, portanto, integram o sistema sensório, ora servem como suporte. Por sua vez, as técnicas de funcionalização desses referidos têxteis são desde estampagem com tintas condutoras diretamente sobre o substrato, ou a deposição direta de soluções dopadas com elementos condutores pela técnica de revestimento – *coating* –, até à tricotagem de fios condutores. A Tabela 3 relaciona a medição perceptual, com o tipo de sensor utilizado e sua respectiva manufatura.

Tabela 3. Relação entre a medição perceptual, tipo de sensor utilizado e sua respectiva técnica de manufatura.

<b>Medição perceptual</b>	<b>Sensores</b>	<b>Posicionamento</b>	<b>Materiais</b>	<b>Método</b>	<b>Ref.</b>
Movimento e posição	Tensão	5 sensores, 1 no meio de cada dedo, posicionados na parte superior da mão	Filme de PDMS com AgNW, depositado sob uma malha	Estêncil + Coating por gota	(Heo et al., 2020)
Posição e detecção do ambiente	Resistivos e fluidicos	16 sensores resistivos localizados nas junções dos dedos, nas costas da mão; 6 sensores fluidicos na frente da mão	Luva comercial tricotada com fio condutor, elétrodos comerciais, e tubos flexíveis	Materiais integrados por costura e soldagem	(Hughes et al., 2020)

Força de apreensão	Pressão	1 sensor no dedo polegar	Fio de lã + lã funcionalizada com CNTs + fio de ouro	Tecelagem	(Kim et al., 2020)
Força de apreensão	Pressão	6 sensores aplicados em locais distintos das 2 mãos, região frontal	Fios condutores	Sensores interdigitados tricotados separadamente, e costurados posteriormente à uma luva	(Baribina et al., 2019)
Força de apreensão	Tensão e força	5 sensores de tensão aplicados em todos os dedos, 7 sensores de força aplicados nos dedos, na palma e no punho	Duas camadas de têxteis condutores unidas por um elastômero dielétrico	Costurados à luva	(Tang et al., 2019)
Movimento	Tensão/preensão	-	Têxtil revestido com AgNW e borracha de estireno butadieno (SBR)	Têxtil tricotado em forma de fibra, revestido por AgNW e SBS pela técnica de <i>coating</i> , e integração de dois fios de cobre nas extremidades por pasta de prata condutora	(D. Chen et al., 2018)
Movimento	Pressão (matriz)	5 sensores na ponta de cada dedo	Ni e CNTs	Elérodos Interdigitados (IDA), técnica de <i>print screen</i> , em substrato Têxtil	(Liu et al., 2017)
Deteção cinemática da mão	Pressão (matriz)	5 sensores na ponta de cada dedo	Tinta de Elastômero eletricamente	Impressão direta da tinta	(Tognetti et al., 2006)

			condutor (CE)	condutora sob malha	
Interação háptica	Força		5 sensores na ponta de cada dedo	Sensor de punho Tekscan 4255N	Sensores são presos por fitas colantes em uma luva de couro (Akirmak et al., 2017)
Força de preensão	Pressão (piezoresistivos)		24 sensores distribuídos em ambos os lados da mão direita	Os sensores usam uma camada de borracha resistiva, 0.1 mm de espessura, entre dois elétrodos de cobre	(Orefice et al., 2018)
Força de preensão	Força		-	Tekscan Grip System	Sensores são presos por fitas colantes em uma luva de couro (Knoop et al., 2017)
Preensão e posição	Sensores piezoresistivos		8 sensores distribuídos na região dos dedos da palma da mão	-	- (Orefice et al., 2016)

Para além dos tipos de sensores e sua matéria-prima, esta revisão identificou modelos de análise já realizados que compreendem apertos de mão. Nesse contexto, através de sensores de pressão integrados em uma luva, identificou-se um modelo tátil que, através da duração do aperto de mão, da frequência, da direção do movimento, da velocidade máxima e da pressão do indivíduo, é possível identificar o sexo e a personalidade do outro (Orefice et al., 2016). Importantes aspetos são evidenciados nesse estudo, nomeadamente: pressão e frequência mais baixa, foram encontrados ao descrever apertos de mão femininos, e amplitudes mais altas foram atribuídas às personalidades mais introvertidas. Para além disso, os autores destacam que, em testes futuros, é importante ter em consideração dados fisiológicos, como a temperatura e a condutividade térmica da mão.

Nesse segmento, outros dois trabalhos utilizam a pressão como uma métrica de avaliação nas interações geradas em um aperto de mão. (Knoop et al., 2017) integraram sensores de pressão em uma luva nas áreas onde ocorrerá o contacto, e descobriram que: a força de preensão da mão humana é dez vezes maior do que a de um robô (500 N e 50N, respetivamente), entretanto, uma mão protética produz picos de pressão de contacto mais elevados e áreas de contacto menores. De forma similar, (Orefice et al., 2018), pela integração de acelerómetros e sensores piezoresistivos em uma luva, relacionou-se a pressão exercida com 6 variáveis que discriminam o comportamento dos participantes em calmo/relaxado, alegre/animado, tenso e irritado, triste/entediado. Destacou-se que baixas pressões no aperto de mão estão relacionadas a humores de baixa excitação.

### 2.2.2 Sensores têxteis

Além de atuar como ferramenta de comunicação social (Esmail et al., 2020) e da função de proteção contra fatores ambientais (H. Muhammad et al., 2021), o têxtil, ao envolver o corpo, pode ser o “território” para detetar estímulos internos (corporais) e externos (ambientais). Este é o conceito de Smart Textiles, ou seja, tecidos que podem interagir com o ambiente/usuário ao detetar e, às vezes, reagir e adaptar-se a estímulos mecânicos, térmicos, químicos e/ou elétricos (Sharaf, 2020).

No contexto desta tese, os métodos, não invasivos, de reconstrução de *feedback* sensorial de amputados de membro superior, se dividem em deteção sensorial e métodos de estimulação. Os métodos de deteção aqui serão referendados como *inputs*. Como previamente referendado no tópico anterior, e reforçado por recente estudo que analisa tais métodos não invasivos (W. Wang et al., 2019), a força e a temperatura são os parâmetros de deteção mais recorrentes. Dito isso, este tópico irá explorar métodos de construção dos referidos sensores, entretanto, em base têxtil.

#### 2.2.2.1 Sensores de força, deformação e tátil

Os sensores de força podem ser divididos em duas classes: quantitativos e qualitativos. O quantitativo mede a força e representa seu valor em um sinal elétrico, enquanto que os qualitativos são os dispositivos de limiar que não se preocupam com uma boa fidelidade de representação do

valor da força, sendo o seu objetivo demonstrar se uma força suficientemente forte é aplicada (Fraden, 2004). Classicamente, a literatura indica 5 sistemas distintos de detecção, a saber:

1. Ao equilibrar a força desconhecida contra a força gravitacional de uma massa padrão;
2. Medindo a aceleração de uma massa conhecida à qual a força é aplicada;
3. Ao equilibrar a força contra uma força eletromagnética;
4. Ao converter a força em uma pressão de fluido e medir essa pressão;
5. Medindo a deformação produzida em um elemento elástico pela força desconhecida.

O 5º método é o mais convencional (Fraden, 2004) e os mecanismos de transdução comumente utilizados que apresentam respostas elétricas a partir de deformações mecânicas são piezoresistivos, piezoelétricos e capacitivos.

#### I. Capacitivos:

Os sensores capacitivos, classicamente, são estruturas “sanduiche”, compostas por uma camada dielétrica entre elétrodos. O valor da capacitância  $C$  é calculado pela equação a seguir:

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (1)$$

onde  $\epsilon_0$  é a constante dielétrica de vácuo,  $\epsilon_r$  é a constante dielétrica relativa da camada dielétrica,  $A$  é a área efetiva dos elétrodos superior e inferior e  $d$  é a distância entre as duas placas de eletrodo.

Quando uma pressão é aplicada,  $\epsilon_r$ ,  $d$ , e a capacitância do sensor mudam devido à deformação elástica do material macio no referido sensor capacitivo flexível, entretanto, o  $A$  não muda necessariamente, a menos que os elétrodos também sejam têxteis. Em recente revisão sobre os sensores capacitivos de pressão têxteis, os autores indicam que os mesmos são divididos em cinco formas: (1) elétrodos de estruturas têxteis, (2) camadas dielétricas de estruturas têxteis, (3) sensores feitos totalmente em estruturas têxteis, (4) sensores feitos em fios têxteis, e (5) estruturas *in-plane* (Su et al., 2022). A Figura 21 ilustra de maneira clara cada categoria e apresenta como se dá a alteração da capacitância em cada modelo. A capacitância como mecanismo de detecção apresenta como vantagens: boa estabilidade, baixo consumo de energia, alta velocidade de

resposta, estrutura simples e processo de fabricação escalável de baixo custo. Como desvantagens: sensibilidade limitada e facilmente perturbada por campos externos devido à baixa compressibilidade do meio sólido (Mishra et al., 2021; Ruth et al., 2020; Su et al., 2022).

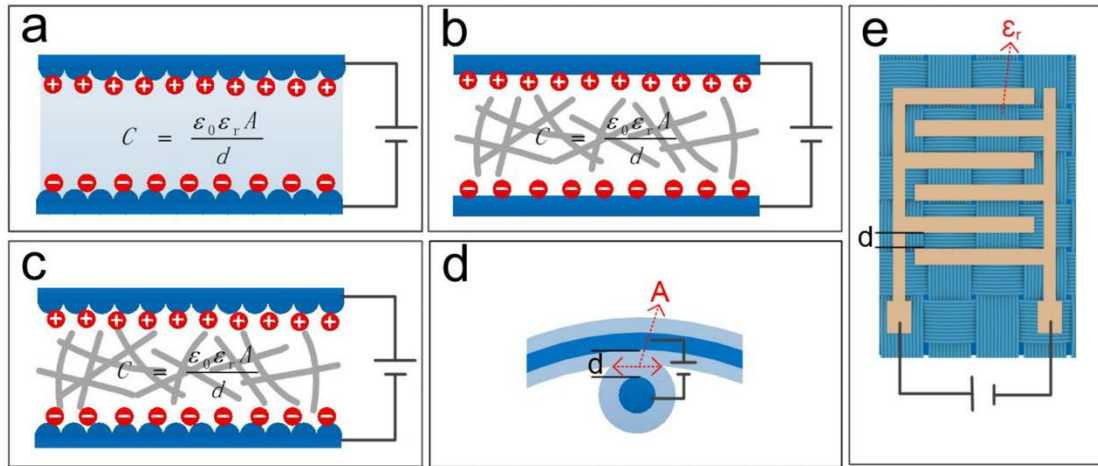


Figura 21. Sensores de pressão capacitivos baseados em (a) elétrodos de estruturas têxteis (b) camadas dielétricas de estruturas têxteis, (c) sensores feitos totalmente em estruturas têxteis, (d) sensores feitos a partir de fios têxteis e (e) estruturas *in-plane*, (Su et al., 2022).

## II. Piezoelétricos:

Os sensores piezoelétricos funcionam pelo princípio da piezoelectricidade. Essa é uma propriedade intrínseca dos materiais ferroelétricos em que a aplicação de uma força de tração, compressão ou flexão leva a uma reorientação dos dipolos dentro do meio e, posteriormente, gera uma carga elétrica nas faces cristalinas do material proporcional à quantidade de estresse mecânico aplicado. Ao caracterizar quantitativamente a tensão ou corrente através do dispositivo, os estímulos de pressão externa podem ser avaliados (Park et al., 2014). Dito isso, para calcular a sensibilidade de um sensor de pressão têxtil pelo princípio piezoelétrico, pode-se utilizar a equação a seguir:

$$S = \frac{dV}{dP} = \frac{d\left(\frac{\Delta V}{V_0}\right)}{dP} \quad (2)$$

onde  $dP$  é a mudança na pressão aplicada,  $\Delta V$  é a mudança relativa na tensão de saída e  $V_0$  é a tensão inicial sem pressão (Shirley et al., 2020).

No que compreende a sua composição, classicamente, os materiais piezoelétricos podem ser divididos em quatro categorias: cerâmicos, monocristais, polímeros e compósitos (J. wen Zhang et al., 2022). Tais materiais são constituídos por cristais com eixos de piezoelectricidade em três direções distintas, na direção da polarização e nas direções perpendiculares à polarização. São os cristais na superfície do material que contribuem para o efeito piezoelétrico, portanto, quanto maior a área de superfície, maior a carga total gerada pelo referido efeito. Para compor um sensor pelo princípio descrito, é necessária uma camada condutora que atue como eletrodo. Portanto, nesse contexto, para se fabricar um sensor têxtil pelo princípio piezoelétrico, faz-se necessário funcionalizar um substrato têxtil convencional com os materiais supracitados para que os mesmos possam atuar como uma camada piezoelétrica, e uma camada condutora. Tal substrato pode advir, basicamente, de três diferentes maneiras. Um substrato têxtil pode receber acabamentos de laminação (como estampa e *knife coating*), em que três camadas distintas são criadas, nomeadamente, uma camada que atue como eletrodo, uma camada que atue pelo princípio piezoelétrico, e outra camada como eletrodo, a Figura 22 a) demonstra o efeito piezoelétrico em filmes finos, que é o mesmo princípio de fabricação que ocorre em têxteis laminados. Outra maneira refere-se à fibra em si. A direção de polarização deve ser perpendicular ao eixo da fibra, e este efeito pode ocorrer de duas maneiras: onde a polarização é através da fibra, o que resulta em uma zona positiva e uma zona negativa, onde os eletrodos devem ser devidamente fixados na superfície da fibra e distantes um do outro; ou através de uma configuração coaxial, onde o núcleo fica carregado negativamente, e a superfície da fibra com carga positiva, para tal, é importante que um eletrodo esteja posicionado no centro da fibra, e o segundo seja uma camada que reveste toda a fibra, vide Figura 22 b). Outra maneira de se produzir um sensor pelo efeito piezoelétrico é construir uma estrutura têxtil (malha ou tecido) composta pela combinação de fios condutores, fios piezoelétricos e fios convencionais. De forma resumida a Figura 22 c) ilustra os três principais mecanismos de construção de sensores piezoelétricos têxteis.

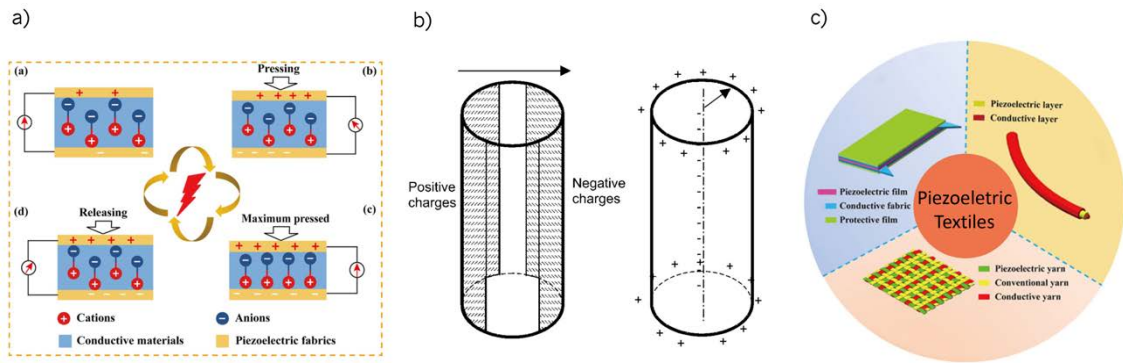


Figura 22. a) demonstração do efeito piezoelétrico em estruturas têxteis, adaptado de (C. Zhang et al., 2021); b) demonstração do efeito piezoresistivo em fibras, adaptado de (Krucin ska et al., 2010); c) ilustra o das três possíveis configura es de sensores têxteis piezoelétricos, adaptado de (C. Zhang et al., 2021).

Como vantagens, o método apresenta como resultado alta sensibilidade, resposta rápida, baixo consumo de energia, detec o dinâmica e autoalimentada, estrutura simples e aquisi o de sinal conveniente. Entretanto, algumas dificuldades na medi o da força estética, alto custo e necessidade do material ser eletricamente polarizado se apresentam como algumas desvantagens (Zang et al., 2015).

### III. Piezoresistivos:

O termo piezo vem da palavra grega “piezen”, que significa pressionar e comprimir. Por meio desse significado etimológico, entende-se que um sensor piezoresistivo transforma uma pressão aplicada em uma varia o de resistência elétrica.

Um modelo de sensor piezoresistivo convencional consiste em uma parte ativa posicionada entre dois elétrodos. O valor da resistência do sensor   definido sendo a resistência dos elétrodos ( $R_e$ ) somada   resistência do material ativo ( $R_a$ ). Vale ressaltar que a mudança em ( $R_a$ )   o motivo do comportamento piezoresistivo, considerando que ( $R_e$ )   um valor constante. Por meio desse raciocínio discursivo, vale citar a equa o básica de resistência elétrica de um condutor filiforme:

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (3)$$

onde  $\rho$    a resistividade do material,  $L$    o comprimento e  $A$    a área da se o transversal.

Dito isso, os sensores piezoresistivos de base têxtil têm podem ser fabricados a partir da funcionaliza o de substratos têxteis, ou diretamente na fibra. O princípio de produ o



assemelha-se aos piezoelétricos, onde uma camada de material ativo se posiciona entre elétrodos. Quando se trata da funcionalização direta em estruturas como tecidos e malhas, a deposição de soluções/tintas a conter uma matriz polimérica e cargas condutoras, transforma os substratos têxteis em compósitos poliméricos condutores.

Portanto, de acordo com a equação previamente citada, e com estudos anteriores, a variação da resistência em sensores piezoresistivos é influenciada por dois fatores principais: a deformação geométrica do compósito elastomérico, onde os parâmetros  $L$  e  $A$  mudam de acordo com a deformação do material, e a resistividade das partículas durante a separação e agrupamento, na matriz polimérica (He et al., 2020). Por sua vez, tais cargas dispersas em uma matriz isolante baseiam-se na teoria da percolação. Tal teoria abrange da fase A, conhecida por apresentar valores de condutividade elétrica muito baixos, até à zona C, onde as partículas de carga entram em contato para formar redes perfeitas, o que contribui para o aumento nos valores de condutividade elétrica. Em algum ponto, porém, o limite de percolação é excedido e a condutividade não aumenta substancialmente. Assim, as geometrias e propriedades das partículas, as propriedades da matriz isolante e a interação polímero-partícula influenciarão diretamente o mecanismo de condução do túnel sob uma deformação mecânica (Fiorillo et al., 2018). A Figura 23 a) ilustra tanto o princípio de transdução piezoresistivo convencional, ou seja, feito por um composto polimérico preenchido com partículas condutoras que, neste estudo, estão representadas graficamente por estrelas, quanto por uma superfície de microestruturas (representadas em azul) que são modificadas pela camada condutora (representadas em amarelo). A microestrutura pode auxiliar na concentração de tensões de uma região acentuada, o que contribui para o aumento na deformação do elastômero condutor, e, conseqüentemente, da sensibilidade do mesmo. Para além da já supracitada estrutura convencional, e da inserção de microestruturas, autores reportam materiais condutores porosos e materiais condutores com geometrias projetadas para melhorar o desempenho de detecção como outras abordagens para melhorar a sensibilidade do sensor. A Figura 23 b), ilustra as três referidas abordagens de construção de sensores piezoresistivos flexíveis.

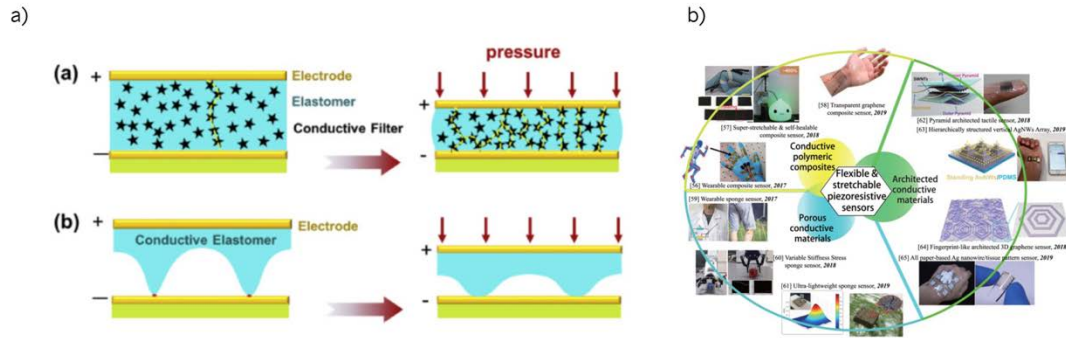


Figura 23. a) Demonstração do princípio piezoresistivo em compostos poliméricos, adaptado de(He et al., 2020); b) metodologias de confecção de sensores piezoresistivos flexíveis, (J. Li et al., 2020).

Enquanto vantagens, estrutura e mecanismo de confecção simples, processo de fabricação relativamente não complexo e alta velocidade de resposta são indicadas, enquanto grande deriva e histerese de sinal se apresenta como a maior desvantagem (W. Zhang et al., 2020). Entretanto, dentre os métodos de transdução previamente evidenciados (capacitivos, piezoelétrico e piezoresistivos), os sensores piezoresistivos são os mais prevalentes na literatura para serem aplicados como componentes eletrônicos flexíveis sob a pele, por seu mecanismo simples, estrutura compacta, baixo custo, consumo de energia e facilidade de aquisição de sinal (He et al., 2020).

Diante dos motivos expostos, e em busca de aprofundar um pouco mais nos sensores piezoresistivos, buscou-se identificar na literatura os materiais que os compõem.

#### IV. Materiais Ativos

Os materiais ativos são os responsáveis por detectar o estímulo mecânico. Nesse sentido, eles precisam possuir caminhos de condução elétrica confiáveis, excepcional estabilidade química, boa conformidade mecânica e compatibilidade com técnica de processamento de grandes áreas (He et al., 2020). Polímeros semicondutores como polidimetilsiloxano (PDMS) (Y. Q. Li et al., 2017), polipropileno (PP) (Grancarić et al., 2018), nanofios semicondutores e materiais à base de carbono são alguns desses. Entretanto, o carbono e seus alótropos, como grafeno e nanotubos, são os mais utilizados para aplicação em compostos poliméricos. Além disso, o grafeno, material 2D de espessura de átomo de carbono com hibridização única  $sp^2$ , mostrou-se altamente promissor devido às suas excelentes propriedades mecânicas, térmicas e elétricas, proporcionadas por sua estrutura interna em forma de favo de mel (Mármol et al., 2021). Dentre

suas variações, as nanoplaças de grafeno (GNPs) têm ganhado evidência devido a sua facilidade de produção em escalabilidade e baixo preço quando comparadas às outras (Araby et al., 2018). Além disso, as GNPs têm poucas camadas de grafite, são leves e têm uma proporção mais alta com uma forma plana (Jiménez-Suárez & Prolongo, 2020). No entanto, o principal desafio na síntese e processamento de folhas de grafeno em grande quantidade é a agregação, que tende a ocorrer através de interações de *van der Waals*. Neste sentido, muitos métodos de síntese e modificação têm sido utilizados, que envolvem tanto a preparação de nanoplaças de grafeno “anfífilicas” (estratégia que envolve esfoliação seguida de reduções *in situ* de óxido de grafeno - graphene oxide - (GO) (J. Shen et al., 2009) ou um método seco de baixo custo para obtenção de grafeno rico em N, por meio de irradiação gama com uso de etilamina (Kamedulski et al., 2020). Além disso, quando dispersos em biopolímeros e dopados em substratos têxteis, como o linho, os ecocompósitos de GNPs podem ter suas propriedades potencializadas, a saber, melhor capacidade hidrofóbica e proteção UV, além de sua resposta piezoresistiva (P. Pereira et al., 2020).

#### A. Materiais de transferência de sinal (Eléttodos)

Em relação aos materiais de transferência de sinal, mais conhecidos como eléttodos, esperam-se que sejam materiais elásticos que possam manter alta condutividade sob grandes deformações e que possuam excelente estabilidade (He et al., 2020). Para isso, materiais de eléttodos metálicos com design específico são adequados para eletrônica flexível como Au, Ag ou Cu (Wei et al., 2015).

#### B. Substratos

Para sensores flexíveis, o substrato pode ser entendido como a base, conhecida como matriz isolante, na qual o material ativo será disperso. Para tanto, o substrato deve apresentar excelente estabilidade química, baixa rugosidade superficial e propriedades mecânicas flexíveis (J. C. Costa et al., 2019). Elastômeros, materiais auto-regenerativos, poliuretano (PU) e substratos têxteis são apresentados como alguns dos materiais que atendem a esses requisitos. Quando se tratam de sensores piezoresistivos têxteis, é de salientar que ora o substrato têxtil será a base para a aplicação de soluções a conter o material ativo, como o trabalho desenvolvido por P. Martins et al. (2022), em que uma tinta piezoresistiva foi aplicada em uma malha de poliéster pela técnica de estamparia; ora distintas soluções serão feitas diretamente em forma de fios, para depois serem integradas em estruturas fibrosas, como por exemplo o trabalho feito por S. Li et al. (2021),

onde nanotubos de carbono de paredes múltiplas, do inglês *Multi-walled carbon nanotubes* (c-MWCNTs) foram dispersos em uma solução de poliuretano termoplástico (TPU), e a referida solução produziu fibras a partir da técnica de *electrospinning*.

#### 2.2.2.2 Sensores de Temperatura

A medição da temperatura corporal é um importante dado fornecido através da pele humana. Sua aferição pode tanto auxiliar a diagnosticar doenças e prevenir acidentes, quanto prover informações a respeito do seu entorno, seja de objetos ou do próprio meio ambiente.

Algumas características são consideradas de suma importância para o bom funcionamento de um sensor de temperatura para medição corporal, nomeadamente: grande sensibilidade, alta precisão, resposta rápida, repetibilidade, faixa de temperatura operacional entre 25 °C e 45 °C estável contra a influência das intempéries ambientais (Q. Li et al., 2017).

Para a detecção de temperatura via transdução elétrica, diferentes métodos são empregados. Dentre eles estão os detetores resistivos, termoeletrônicos, semicondutores, óticos, acústicos e piezoeletrônicos (Fraden, 2004). As termorresistências, do inglês *Resistance Temperature Detector* (RTDs), termopares e termistores são os tipos mais comuns de sensores de temperatura (Arman Kuzubasoglu & Kursun Bahadir, 2020). Portanto, a seguir tais métodos serão referenciados de forma elucidativa.

##### I. Termorresistências (RTDs)

Recorre à relação entre a resistência elétrica de um material e da sua temperatura. O que significa que o aumento na temperatura causa um aumento na resistência devido à vibração dos elétrons que previnem o fluxo livre dos mesmos em um material condutor. O coeficiente de resistência de temperatura, do inglês *Temperature Coeficiente of Resistance* (TCR) definido como um parâmetro crítico para analisar a sensibilidade à temperatura dos materiais, pode ser identificado através da equação a seguir:

$$\alpha = \frac{1}{R(T_0)} \frac{R(T) - R(T_0)}{T - T_0} \quad (4)$$

onde  $R(T)$  é a resistência à temperatura  $T$ ,  $R(T_0)$  é a resistência inicial da amostra testada à temperatura  $T_0$  (Arman Kuzubasoglu & Kursun Bahadir, 2020). O alto valor de  $\alpha$  indica alta sensibilidade do referido sensor. Dito isso, para a medição da temperatura corporal, é esperado um TCR alto no intervalo de temperatura ambiente à 42 °C (Arman Kuzubasoglu & Kursun Bahadir, 2020).

Quanto à manufatura dos referidos sensores via têxteis, os mesmos podem ser feitos através de fios ou filmes finos depositados diretamente sobre malhas, tecidos e não tecidos. Para tal, é necessário que ocorra a deposição/integração dos materiais classificados como “Condutores Sensíveis à Temperatura”. Dentro eles, os mais comuns são metais puros, como a platina (Pt), níquel (Ni), cobre (Cu), ouro (Au), e alumínio (Al) (Q. Li et al., 2017).

Os sensores de temperatura mais comumente utilizados em substratos flexíveis são os RTDs (Q. Li et al., 2017), para além, são os mais empregados em têxteis, devido à sua fácil produção e o seu circuito integrado para medir a resistência ser relativamente simples, enquanto os termístores e termopares, em contraste, devem ser costurados no tecido e não se tornarem parte do tecido. Tecnicamente, sensores RTD baseados em têxteis podem ser desenvolvidos integrando um pedaço de fio metálico (como elemento sensor) em um tecido têxtil. Assim como o trabalho desenvolvido, em que propõem sensores a partir de malhas tricotadas com fios de cobre, níquel e tungstênio (Husain et al., 2014). Esse estudo apresentou como resultado variações de resistência elétrica de 3 a 130  $\Omega$ , e as curvas de resistência à temperatura demonstraram uma tendência linear com um coeficiente de correlação na faixa de 0.99 a 0.999.

## II. Termopares

Consiste na junção entre dois elementos térmicos distintos, nomeadamente, um condutor, semicondutor ou ambos, por sua vez, unidos pelas extremidades (Lee, 2010). Tem como um dos princípios de funcionamento, o fenómeno termoelétrico denominado de Efeito *Seebeck*. Por sua vez, este efeito se distingue por ser a diferença de potencial gerada entre os dois distintos materiais, quando os mesmos estão em temperatura diferentes. Assim, a diferença de potencial é definida pela seguinte equação:

$$V = \alpha \cdot \Delta T \quad (5)$$

onde  $\alpha$  denota o coeficiente de *Seebeck*, e  $\Delta T$  é a diferença entre as temperaturas das junções quentes e frias (Lee, 2010). O coeficiente de *Seebeck* é geralmente medido em [ $\mu\text{V}/\text{K}$ ].

Assim como os RTD, os termopares convencionais são constituídos de diferentes metais, ligas metálicas ou semicondutores dopados, que geram uma diferença de potencial sob um gradiente de temperatura. Entretanto, estudos apontam que a deposição de metais puros e semicondutores inorgânicos é extremamente intensiva em energia e difícil de reciclar. Para além disso, a sua pouca flexibilidade limita as aplicações em eletrónica flexível. Ao encontro do exposto, os materiais a base de carbono estão a ganhar visibilidade para este tipo de aplicação. Para além das propriedades previamente citadas quanto ao carbono, no tópico Sensores de força, deformação e tátil, o aumento da densidade de estados próximos à energia de Fermi -causada pela redução das dimensões dos nanomateriais de carbono em comparação com seus equivalentes volumosos - leva a um aumento da sensibilidade às mudanças de temperatura (Z. Chen et al., 2021). Portanto, tornando-o um grande candidato a materiais sensíveis à temperatura. As técnicas de inserção são as mesmas das já previamente citadas (através de fios unidos, ou pela deposição dos materiais sobre substratos têxteis.

Como vantagem, os sensores de temperatura pelo princípio termoelétrico não requerem fonte de alimentação externa e utilizam diretamente a tensão *Seebeck* gerada pela diferença de temperatura entre as duas junções para detetar mudanças de temperatura. Entretanto, é de salientar que, o alcance à sensibilidade e à faixa de deteção do termopar, baseados em nanomateriais de carbono, ainda precisam ser melhorados quando comparados aos sensores convencionais (Z. Chen et al., 2021).

### III. Termístores

São constituídos por materiais semi-condutores que apresentam uma grande variação de resistência elétrica, sob pequenas alterações na temperatura. Os mesmos são divididos em duas categorias, nomeadamente, os que apresentam coeficiente de temperatura positivo, *Positive Temperature Coefficient* (PTC), onde a resistência aumenta com a temperatura, e os termístores com coeficiente de temperatura negativo, *Negative Temperature Coefficient* (NTC), cuja resistência diminui com o aumento da temperatura. O princípio de funcionamento que rege os termístores pode ser mensurado através da equação a seguir:

$$R_t = R_0 \exp[\beta(1/T - 1/T_0)] \quad (6)$$

onde  $R$  é a resistência na temperatura absoluta  $T$ ,  $R_0$  é a resistência na temperatura absoluta inicial  $T_0$ , e  $\beta$  é a constante do material para o termistor, que está relacionada à relação de Boltzmann  $[E/kT]$ , onde  $E$  é o *bandgap* do material do termistor e  $\beta$  é a constante de Boltzmann (Z. Chen et al., 2021). Os tipos mais comuns de termístores são construídos em haste, disco e forma de esfera, e encapsulados em vidro ou plástico. Relativamente aos termístores flexíveis em base têxtil, o procedimento é funcionalizar os substratos com materiais sensíveis à temperatura. Por exemplo, os nanomateriais à base de carbono têm intrinsecamente comportamento NTC, e o comportamento dos termístores NTC baseados em tais nanomateriais é atribuído às suas propriedades semicondutoras, ou seja, sua resistência diminui com o aumento da temperatura (Z. Chen et al., 2021). Dentro outros, há os condutores moleculares orgânicos, como  $\alpha'$ -BEDT-TTF) $2I_xBr_{3-x}$  [BEDT-TTF = bis(etilenoditio)-tetratriafulvaleno] (Lebedev et al., 2017), e as nanopartículas de prata (AgNPs) (Yan et al., 2021), onde no primeiro estudo foi possível detectar variações de temperaturas na faixa de RT à 60 °C, e o segundo apresentou um TCR de 0.00262 °C<sup>-1</sup>. Os meios de deposição de tais materiais nos substratos têxteis são os mesmos identificados nos métodos de transdução previamente citados, como: funcionalização superficial via estamperia, *coatinge sputtering* (Yan et al., 2021), ou pela produção de fios a partir dos supracitados materiais, estes são conhecidos como a terceira geração de têxteis eletrônicos (Nashed et al., 2019).

É de salientar que, independente do método de transdução escolhido, recentes artigos de revisão evidenciam que os sensores de temperatura flexíveis ainda apresentam considerável limitações no que se refere à sensibilidade à temperatura, precisão, estabilidade e a manutenção da sua flexibilidade. Para além, embora a sensibilidade dos sensores poliméricos tenha sido bastante aprimorada, a maioria dos sensores poliméricos sofre uma faixa de temperatura muito estreita que não é adequada para a temperatura do corpo humano (Arman Kuzubasoglu & Kursun Bahadir, 2020; Q. Li et al., 2017).

### 2.2.3 Atuadores têxteis

Nesta tese, designamos como atuadores têxteis, os elementos que têm como objetivo transmitir uma informação sensorial perceptível ao amputado. Para tal, buscou-se averiguar na literatura, os métodos não invasivos utilizados em estudos de *feedback* sensorial. Foram

identificados, maioritariamente, três distintos métodos, que serão explorados nos subtópicos posteriores.

### 2.2.3.1 Térmico

Mudanças de temperatura perceptíveis transmitidas ao corpo têm sido utilizadas como meio de informar ao amputado de que algo está a ocorrer. A literatura indica que identificar a alteração da temperatura é um método intuitivo, de fácil entendimento, confortável e a faixa ajustável é abrangente para sistemas de *feedback* háptico (W. Wang et al., 2019). O efeito Peltier destacou-se como o método para estimular a pele através da mudança de temperatura (Gallo et al., 2014; Nakatani et al., 2018; Ueda & Ishii, 2017). Por esse princípio, um dispositivo eletrônico altera a temperatura de superfície de um objeto a partir de uma tensão elétrica. Em um artigo de revisão, de 5 estudos que utilizam tal método de estimulação, 4 posicionam o elemento Peltier nas pontas dos dedos, e 1 na parte superior dos braços (Nemah et al., 2019). No entanto, como desvantagens desse referido meio, evidencia-se a lenta velocidade de resposta e o alto consumo de energia.

### 2.2.3.2 Vibração

É um método de *feedback* háptico em que são geradas vibrações nos recetores cutâneos sensíveis a estímulos repetitivos. O corpúsculo de Pacini é o mecanorreceptor mais indicado para esse tipo de estimulação, o mesmo deteta vibração na largura de banda de 40 Hz-800 Hz, e é mais sensível em 200 Hz - 300 Hz (Nabeel et al., 2016). Alguns modelos de estimuladores vibracionais estão a ser utilizados para restaurar sensações provenientes dos dedos em próteses de mão, nomeadamente, atuadores eletromagnéticos lineares, atuadores eletromagnéticos rotativos e atuadores não eletromagnéticos (Fontana et al., 2018). Em recente artigo de revisão, foram identificados 23 distintos estudos que utilizam a vibração no sistema de *feedback* háptico, sendo que 8 posicionam os atuadores entre o cotovelo e o ombro do amputado, 9 posicionam entre o punho e o cotovelo, 2 posicionam em ambas as regiões previamente descritas, 1 posiciona na ponta dos dedos, 1 nos pés e nas pontas dos dedos, 1 no pescoço, e 1 no punho (Nemah et al., 2019). Tamanho reduzido, baixo consumo de energia, baixo custo, conforto, velocidade de resposta rápida e grande capacidade de ajuste são parâmetros evidenciados como vantagens desse referido método, entretanto, a baixa resolução espacial e a largura de banda disponível



limitada são destacadas como desvantagens. Para além, alguns estudos acreditam que a percepção da frequência de vibração será afetada pelo grau de adesão da vibração motora, e a sensibilidade do corpo humano diminuirá com o aumento do tempo de uso, o que traz dificuldades para a previsão e, portanto, um *feedback* sensorial confiável (W. Wang et al., 2019).

### 2.2.3.3 Electroestimulação

A estimulação muscular elétrica, do inglês Electro Muscular Stimulation (EMS), é uma técnica onde uma baixa corrente elétrica é aplicada no músculo, de forma não-invasiva. A EMS gera contração muscular ao ativar os axônios motores ao redor do local da estimulação elétrica, ao depolarizar os nervos aferentes da pele. Além disso, tal estimulação pode enviar sinais sensoriais e de dor para o córtex motor, córtex sensorial e córtex associado através da ativação de axônios sensoriais circundantes, e também aumentar a excitabilidade do córtex (X. Xu et al., 2021). Tal método é composto por elétrodos de ativação conectados às unidades motoras acionadas por corrente externa. No que se refere ao local de posicionamento dos elétrodos para a situação em questão, ou seja, sistema de *feedback* háptico para amputados de membro superior, de 15 estudos identificados, 10 foram posicionados na região entre o punho e o cotovelo, e 5 na região entre o cotovelo e o ombro (Nemah et al., 2019). É de salientar que, independente da área do braço, a percepção de um estímulo externo, nestes casos, resulta, essencialmente, da ativação das unidades aferentes presentes na pele. Para além disso, a espessura da pele glabra torna a condução elétrica proibitiva em comparação com a pele pilosa, tornando a pele pilosa mais indicada para o melhor resultado impedância elétrodo-pele.

Alguns fatores foram evidenciados a partir de um importante estudo que analisa a percepção de amputados submetidos à EMS para a reconstrução sensorial. O primeiro ponto destaca que os pulsos de estimulação entregues com largura de pulso de 0.2-5 ms em frequências entre 45-70 Hz são os desejáveis para se obter um feedback de sensação apropriado que não evocava dor ou desconforto. O segundo ponto refere-se à escolha dos elétrodos. Elétrodos muito pequenos ou muito grandes podem produzir sensação dolorosa ou espinhosa devido às suas correntes altamente localizadas (Shi & Shen, 2015). Elétrodos feitos de metais nobres, como platina, ouro e prata, são frequentemente eficazes na redução de tais reações eletroquímicas (Shi & Shen, 2015). Entretanto, em relação às supracitadas frequências, não há uma concordância na

literatura, pois outro estudo indica a satisfatória utilização de uma constante taxa de transmissão de pulso de 100 Hz.

Em comparação com outros métodos de estímulo, a EMS tem muitas vantagens proeminentes. Os elétrodos de estímulo EMS são finos que podem ser dispostos mais confortavelmente no corpo. Além disso, a amplitude, frequência e largura de pulso da EMS são fáceis de serem controladas com uma alta largura de banda disponível. A faixa ajustável é grande e a resolução espacial é alta. A resposta ao estímulo é a mais rápida. Devido a essas vantagens proeminentes, a maioria dos pesquisadores tem eleito a estimulação elétrica como método de estimulação mais adequado (W. Wang et al., 2019).

#### I. Elétrodos têxteis

Para um bom desempenho do método de estimulação não invasivo previamente descrito, a escolha dos elétrodos a serem utilizados se apresenta como um dos pontos cruciais. Os elétrodos de superfície convencionais são feitos de Ag/AgCl, autoadesivos e descartáveis, que envolvem o uso de um hidrogel ou creme de eletrólito adicional para criar uma interface eletrodo-eletrólito entre a pele e o eletrodo, e, contribuir para melhorar o contacto com a pele, ao mesmo tempo que garante um fluxo de corrente contínuo. No entanto, há relatos e estudos que evidenciam que tais elétrodos convencionais podem causar irritação na pele, quando em uso contínuo, resultando em desconforto para o utilizador (Mcadams, 2011; Niu et al., 2021; P. J. Xu et al., 2008). Ao encontro do exposto, elétrodos de base têxtil têm ganho ampla visibilidade, por serem flexíveis, ou seja, conformáveis à topografia da pele, reutilizáveis e não requererem hidrogéis. Entretanto, alguns pontos são de salientar, nomeadamente: os materiais colocados em contacto direto com a pele devem ser biocompatíveis, ou seja, não tóxicos e não causar irritação na pele; baixa impedância melhora a segurança do paciente, evitando queimaduras na pele resultantes de uma alta resistência; menor intensidade de estimulação é necessária para reduzir o consumo de energia; eletrodo com uma distribuição de corrente uniforme pode garantir uma distribuição homogênea da corrente através da pele, e assim, evitar pontos quentes e sensações de dor pungentes causadas por diferentes tensões; por último, picos de densidade de corrente decorrentes de áreas de contacto muito pequenas podem ser evitados garantindo um bom contacto eletrodo-pele.

## II. Métodos de construção

Usualmente os elétrodos têxteis são produzidos por meios convencionais, a variar o tamanho e forma desejada. Podem ser produzidos pela funcionalização de fibras (em escala nano ou micrométrica), pela utilização de fios intrinsecamente ou extrinsecamente condutores (escala micro), ou pela funcionalização de substratos têxteis (tecidos, malhas e não-tecidos). Os métodos de funcionalização que mais se destacam são, estamparia e *coating*. Por sua vez, os fios condutores podem ser inseridos nas estruturas têxteis durante o processo de tricotagem, ou através de bordado. Em recente artigo de revisão a respeito do desenvolvimento de elétrodos de base têxtil para electroestimulação, os métodos acima são evidenciados, e não há uma condordância por uma técnica em específico, nos 26 estudos analisados (Euler et al., 2022). Entretanto, entre as estruturas, há uma predileção pelas malhas, pois a pressão adicional imposta pela estrutura da mesma contribui para uma melhoria no contacto elétrodo-pele. Relativamente ao método de funcionalização, a estamparia e o *coating* oferecem um alto grau de liberdade em relação ao desenho do elétrodo, entretanto, a estamparia oferece como vantagem o baixo custo (K. Yang et al., 2014).

## III. Materiais

Relativamente aos materiais condutores, os mesmos são majoritariamente feitos de metal, em especial, de prata, devido a sua boa estabilidade, baixa resistividade e menor custo em comparação com outros metais nobres, como o ouro. O valor da resistência superficial dos elétrodos é o principal parâmetro de adequação para o bom desempenho da electroestimulação. Os fabricantes de equipamentos médicos recomendam que a resistência superficial dos elétrodos seja menor que 300  $\Omega$ . Isso está ligado a boas propriedades electro condutores dos elétrodos. Se a resistência for maior, o fluxo de corrente pode causar alta temperatura no elétrodo, e queimar a pele (Euler et al., 2022; Gniotek et al., 2011). Assim, para além dos metais, os polímeros intrinsecamente condutores, do inglês *intrinsically conductive polymers* (ICPs), como o PEDOT: PSS, apresentam baixos valores de resistência elétrica, alta elasticidade e tenacidade, portanto, estão a ser utilizados na produção de elétrodos têxteis (Allison et al., 2017).

#### 2.2.4 Síntese

Este tópico buscou distinguir o aperto de mão como uma interação comunicacional não verbal, que pode atuar como uma métrica de avaliação de um aperto de mão, principalmente quando o mesmo envolve componentes extra, como a temperatura e pressão. Destacou que o toque discriminativo é detetado pelos LTM's inervados por nervos aferentes A e  $\beta$ , enquanto o toque prazeroso está correlacionado aos aferentes C-táteis.

Tomou conhecimento de que as mãos são capazes de exercer forças de  $\sim 500$  N em seu entorno, onde uma mão protética exerce um valor médio de 25 N para o aperto de mão, sendo 50 N a representação de um aperto de mão forte (Pedemonte et al., 2016). Ademais, sua conformabilidade bem como a sua capacidade de apreensão de diferentes formas, intui que a área de contacto entre a mão e o que ela toca tenha uma boa abrangência, e que por sua vez, a área de pressão seja distribuída de forma uniforme, sem picos. É neste sentido que alguns estudos ratificam que para mimetizar a naturalidade e conforto em uma mão protética, a correta distribuição da pressão é um parâmetro fundamental. E é nesse contexto que a maioria dos estudos apontou para o desenvolvimento de sensores de pressão à base de substratos têxteis. Para além do já exposto, a análise de outros parâmetros fisiológicos, como temperatura, são importantes para o reconhecimento do referido ato comunicacional, por mais desafiador que seja, é importante levar a cabo um sistema de deteção de modalidade dupla.

Portanto, quanto ao estímulo pressão, o método de transdução piezoresistivo foi distinguido pela sua estrutura e mecanismo de confecção simples. Como material ativo, as nanoplacas de grafeno apresentaram superiores propriedades mecânicas, térmicas, elétricas, facilidade de produção em escalabilidade e baixo preço. Quanto ao material a ser utilizado como eletrodo, a prata foi elencada devido à sua eficaz relação alta condutividade e disponibilidade no mercado. Relativamente aos métodos de funcionalização, a estampania e o *coating* foram identificados como os mais empregados, devido à maior liberdade em relação ao desenho do eletrodo, e baixo custo de produção. Como método de estimulação elétrica, a EMS foi evidenciada devido a sua adequada conformabilidade com a pele, amplitude, frequência e largura de pulso de fácil adaptação, com uma alta largura de banda disponível, que torna a resposta ao estímulo mais rápida, portanto, de compreensível entendimento.

## 2.3 Próteses emocionais

*“Diogo precisa de nova prótese para ser um menino normal”*

(Fernandes, 2019)

A frase que inicia este tópico é uma afirmação que intitula um texto publicado no Jornal de Notícias, Portugal. A matéria conta a história de Diogo, que nasceu sem parte do antebraço e mão direitos, vide Figura 24. Na ocasião, a matéria evidenciou que a família estava em busca de uma participação para a aquisição de uma prótese mioelétrica. A família e a psicóloga do garoto, na ocasião com 10 anos de idade, justificaram que:

“Se tiver a mãozinha, o aspeto será o de um menino normal. O Diogo precisa de uma mão por causa dos outros. Se tiver as duas mãos, ainda que uma seja diferente, ninguém vai reparar nele”.

(Fernandes, 2019)



Figura 24. Fotografia da reportagem veiculada no Jornal de Notícias, no dia 18 de janeiro de 2019, (Fernandes, 2019) .

Não é o escopo desta tese analisar os aspetos psicológicos e sociais do uso de dispositivos protéticos, entretanto, faz-se necessário a abordagem de dois pontos destacados nessa supracitada matéria. O primeiro refere-se a condicionar o estatuto de normalidade ao utente que nasceu sem parte do membro, ao uso da prótese; e o segundo, que acaba por ser uma consequência da primeira afirmação, associar a aceitação do indivíduo perante a sociedade mediante o uso da prótese. Como previamente destacado nesta tese, inegável são os avanços tecnológicos das próteses que, conseqüentemente, contribuem para que os utentes com amputação consigam realizar as ADL's. Entretanto, também é inegável o alto índice de rejeição dos referidos dispositivos protéticos, seja causado pelo peso, pela dificuldade de aprendizagem - quando se tratam das próteses mioeletricamente acionáveis - do custo, e do seu aspeto não antropomórfico. Facto é que as maneiras pelas quais as representações das identidades sociais são veiculadas, seja por meio da escrita ou por imagens, têm uma grande importância na percepção e posterior construção dos conceitos. Elevar a prótese como condicionante à normalidade do utente, é ignorar os dados e motivos históricos de rejeição por parte do utilizador. Dito isso, juntamente ao desenvolvimento tecnológico das próteses, conforme previamente detalhado no tópico Próteses: surgimento e categorias, se faz necessário abordar o tema por uma perspectiva que conceda autoridade e autonomia a cada indivíduo, justamente através da individualidade de cada qual. Os avanços tecnológicos devem estar ao dispor de todo o cidadão que necessite e que queira, mas não pode ser um requisito de aceitação.

### 2.3.1 O Design de Moda como “phenomenon”

Para a filosofia, o Homem vive no meio da experiência do sensível e, sobrevive, justamente, graças às sensações. Por esta perspectiva ontológica, a assimilação dos sentidos não ocorre por meio do toque nos órgãos perceptuais. Ao contrário, por essa ciência, é preciso que o objeto real torne-se “phenomenon”, e que o “phenomenon”, por sua vez, encontre os órgãos perceptivos. Enquanto “phenomenon”, entende-se algo intermédio entre os objetos e o sujeito (Coccia, 2010). E é neste lugar do intermédio, que o objeto se torna sensível. Sensível é a Imagem no sentido amplo. É a capacidade de criar forma, fora do corpo anatómico. Em outras palavras,

para a filosofia, é neste “metaxo”<sup>5</sup>, que as experiências sensoriais ocorrem. E o Design de Moda, como linguagem, é uma forma do sensível, pois tem o poder de criar Imagens, ao encarnar formas, desejos e sonhos, fora da própria matéria (Coccia, 2010).

É importante destacar que o conceito de roupa se diferencia do conceito de Moda. As roupas orientam a construção do “eu”, ao fornecer *feedback* que por sua vez é processado por meio das emoções, em interação contínua com o ambiente, por meio de brincadeiras, faz de conta, mimese e competição. Por outro lado, a Moda pode ser definida como uma prótese estendida do “eu” e vinculada a um mundo de fantasia temporal, produzido coletivamente. O que os autores destacam é que as roupas são vestimentas físicas, enquanto o Design de Moda tem a qualidade metafísica agregada à vestimenta, ligada ao imaginário social (Busch & Hwang, 2020, p.24).

Por sua vez, dentro do contexto e conceitos previamente descrito, as roupas são veículos de subjetividade, pois, através delas, o indivíduo pode transpor-se do corpo inanimado em animado. Pode encarnar, através dela, o que o sujeito é ou gostaria de ser. Revelar ou esconder. Para além, quando a mesma é interpolada pela qualidade metafísica, a roupa deixa de ser apenas uma vestimenta física, e pode propiciar um “metaxo”, a experiência do sensível. É nesta conjuntura que as próteses emocionais se inserem.

### 2.3.2 As próteses emocionais

Ao encontro do conceito previamente exposto, destaca-se o trabalho realizado por Sophie de Oliveira Barata, denominado “The Alternative Limb Project”. Desde 2011, a artista formada em próteses de efeitos especiais, desenvolve próteses que aliam o artesanato tradicional à tecnologia, com temas que exploram a evolução, o transhumanismo e a imagem corporal com matéria-prima que, *a priori*, não eram utilizadas em dispositivos protéticos. Cada prótese é desenvolvida, especificamente, para o/a cliente, e segue a metodologia de desenvolvimento de uma peça de alta-costura, onde a artista propõe conceber uma peça que, de alguma maneira, reflita a identidade do utilizador. Subsequentemente, alguns trabalhos serão realçados.

---

<sup>5</sup> é um termo frequentemente utilizado na filosofia de Platão para denotar algo com local ou função de meio, intermediário ou conectivo.

O projeto “The Vine” (2017), distingue-se por explorar o interesse da utilizadora por referências extraterrestres, portanto, Barata projetou um braço híbrido, em forma de tentáculo, com a inserção de elementos botânicos. A prótese não possui dedos, mas permite o movimento orgânico para curvar, enrolar e acariciar. Nas palavras da artista: “Como uma extensão sobrenatural do eu”, vide Figura 25 a). Os movimentos, no referido projeto, são controlados por sensores de força, que por sua vez foram inseridos em um calçado que acompanha a prótese.

O projeto “Synchronised”, propõe o desenvolvimento de um braço protético a partir de conceitos da joalheria. O mesmo é feito de fibra de carbono dourada galvanizada, e o braço é coberto por camadas de acrílico transparente. A eletrônica interna faz uma leitura da sua pulsação, e o punho da prótese, então, bate no ritmo de seus batimentos cardíacos. Para além disso, o modelo possui duas mãos, em cores diferentes, o que permite ao usuário o poder de escolha. A Figura 25 b) apresenta o modelo.

O projeto “Materialise”, propõe intercambiar diferentes aspetos emocionais e espirituais da personalidade da utilizadora. Assim, o braço é constituído por duas metades: a parte inferior é altamente realista, habilmente trabalhada em silicone, semelhante à pele, para representar o corpo físico de pessoa em questão; a metade superior é projetada com secções desmembráveis, feitas em de aço, rocha, terra, madeira, musgo, óleo, cortiça, lã, bronze, ródio e ouro. Tais elementos desmembráveis são fixados por ímans. A Figura 25 c) destaca o mencionado projeto.

O projeto “Phantom Limb”, integra uma mão biônica previamente desenvolvida pela equipa do Open Bionics (os mesmos já foram citados no tópico "Próteses fabricadas por impressão 3D" (p.40) e constitui um braço acionável pelo ombro, com a inserção de elementos cognitivos, como luzes que passam pelos contornos do braço, e que, por sua vez, respondem a um sensor de frequência cardíaca. O resultado está demonstrado na Figura 25 d).

O projeto “The gaded arm”, se diferencia por ser um braço estilo vintage com costura em couro, com vários *gadgets*, o que inclui: compartimentos para laser, fósforos, íman telescópico, relógio, bússola e facas, vide Figura 25 e). O projeto “Snake arm”, é constituído, literalmente, pela inserção de uma cobra projetada a envolver um braço estético. A mesma foi feita com silicone e espuma, vide Figura 25 f). Tal modelo foi desenvolvido para JoJo Cranfield, nadadora britânica, palestrante motivacional e professora de natação. Nas palavras da mesma:



“Nunca vi interesse em ter um braço protético, são pesadas, desconfortáveis e nada práticas. Gosto de ser diferente e adoro o facto de ter um braço que me torna facilmente diferente da maioria das pessoas – no entanto, um membro alternativo é algo totalmente diferente; Eu queria que as pessoas tivessem que olhar para mim duas vezes com espanto. Meu membro alternativo é tão diferente de qualquer outro membro protético que já tive. Eu o uso com orgulho. Nunca vi uma pessoa de dois braços com cobras rastejando em sua pele, e mesmo se visse não acho que seria tão confortável! Meu braço alternativo me faz sentir poderosa, diferente e sexy!”  
(Cranfield, 2013)



Figura 25. Próteses desenvolvidas por Sophie de Oliveira Barata, no escopo do seu projeto denominado The Alternative Limb: a) prótese “The vine”, 2017; b) prótese “Synchronised”, 2017; c) prótese “Materialise”, 2017; d) “Phantom Limb”, 2016; e) prótese “Gadget Arm”, 2013; f) prótese “Snake Arm”, 2013.

Tanto o depoimento proferido por Cranfield, como os projetos desenvolvidos por Barata, estão em consonância, e reforçam os conceitos que iniciam este tópico. A prótese, no contexto apresentado, são vestes que materializam a identidade dos utilizadores. Por meio delas, cada qual têm o poder de criar a sua própria arqui-percepção, a sua imagem, e enfatizando, portanto, suas individualidades que os tornam sujeitos.

Para além disso, através da argumentação estética apresentada pela artista, a mesma evoca novas medidas/materiais/formas para o desenho e desenvolvimento de uma prótese que se aproxime mais de uma peça vestível - integrante da visualidade corpórea do indivíduo - do que apenas de um dispositivo médico.

### 2.3.3 Síntese

Este tópico evidenciou que a experiência sensorial pode estar para além dos órgãos perceptuais, mas através da ontologia das imagens, criada, por sua vez, pela Moda como linguagem. Assim, o filósofo Emanuele Coccia (2010) contrasta conceitos essenciais que nos permitem elucidar sobre as próteses desenvolvida por Sophie de Oliveira Barata para além dos dispositivos médicos, e mais próximos do design emocional.

Além dos requisitos sensoriais destacados no tópico Inputs somatossensoriais a partir de um aperto de mão, para o desenvolvimento de uma prótese “emocional”, é necessário que seu design ultrapasse a tentativa de substituir o membro perdido como uma réplica do que era, já que tal ponto apenas evidencia a perda. Cabe ao designer identificar o espírito que singularmente habita em cada indivíduo, a fim de materializar uma peça/membro vestível, que expresse tal linguagem. Além disso, pretende-se que tal materialização seja ao mesmo tempo a construção de uma imagem ortopédica de todos os membros, através de uma pele construída com materiais e formas não convencionais, que ultrapasse o desenho do corpo anatómico.

### 3 CAPÍTULO III | Materiais e Métodos

O capítulo que se inicia tem como finalidade elucidar os preceitos metodológicos para a realização do trabalho experimental desta tese, assim como destacar os materiais a serem empregues, processados e as respetivas técnicas de caracterização.

#### 3.1 Metodologia de trabalho

Por ser um estudo que compreende conceitos tanto do Design quanto da Engenharia, esta tese propôs uma metodologia que combina métodos diversos de trabalho. A filosofia de investigação é o pragmatismo, a abordagem é predominantemente dedutiva, pois se desenvolve uma teoria fundamentada em uma hipótese e, a partir de aí, uma estratégia de investigação para testá-la. A teoria em questão vale-se da pergunta de investigação: a interface entre o Design de Moda com os Têxteis Inteligentes, pode ser um método não invasivo para tornar as próteses mais corporificadas, ao atrelar recursos visuais-motores às mesmas?

As estratégias de pesquisa foram estudos exploratórios e investigação-ação: investigação de documentos (artigos científicos indexados, capítulos de livros referência nas respetivas áreas e estudos estatísticos e relatórios publicados por instituições certificadas); análises da historiográfica das próteses já existentes, por meio de visitas em acervos de museus dedicados a estes dispositivos; e experimentos, com foco nos estudos exploratórios, ou seja, pretendeu-se analisar o que está a ser desenvolvido nos segmentos dos têxteis inteligentes e da impressão 3D com aplicabilidades no segmento da Tecnologia Assistiva, para então questionar o entendimento existente e propor novas perspetivas. A investigação-ação justificou-se, pois o estudo em questão é multidisciplinar, necessita de um ambiente colaborativo com *experts* de áreas distintas. Após os estudos exploratórios, a escolha do método para analisar todos os dados colhidos foi misto, ou seja, ora qualitativa, ora quantitativa, ora ambas.

A metodologia de pesquisa foi longitudinal, isto é, caracterizada por ser retrospectiva e prospetiva. Em suma, após a coleta e análise dos dados, esta tese propôs Prospetar, Estruturar, Sintetizar e Criar, novos conhecimentos a partir da pesquisa no domínio da teoria (engenharia de valor aplicada) e da prática, ao propor como protótipo de prótese híbrida de membro superior,

impressa em 3D, com inserção de base têxtil como elemento integrador de sistemas de *feedback*. A Figura 26 fundamentada no modelo desenvolvido por Mark Saunders, Philip Lewis e Adrian Thornhill, exemplifica as abordagens de investigação descritas.

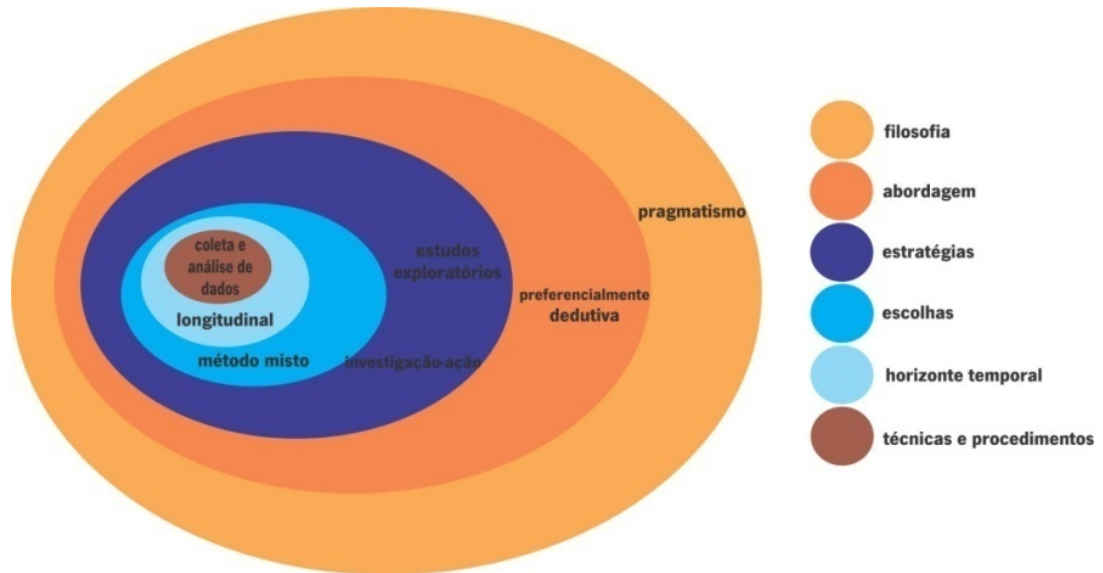


Figura 26. Ilustração da “Research onion”, que exemplifica as filosofias e abordagens de investigação desta referida pesquisa.

Para além disso, é de salientar que para o desenvolvimento do protótipo em questão, nos valem do Ciclo de Criatividade de Krebs, em inglês *Krebs Cycle of Creativity* (KCC) como uma bússula de projeção que abarca a interdisciplinaridade. Neste modelo proposto pela pesquisadora, designer, arquiteta e professora Neri Oxman, o ciclo de criatividade é equiparado ao Ciclo de Krebs. Esse, por sua vez, é uma via metabólica composta por reações químicas, onde o Adenosina Trifosfato, do inglês *Adenosine Triphosphate* (ATP) - energia química transportada por toda a célula - pode ser considerada uma moeda para transferência de energia. Nesse ciclo, o primeiro gera, depois consome e regenera moeda na forma de ATP ao longo do tempo. Numa analogia a tal ciclo, quatro modalidades da criatividade humana são correlacionadas, para juntas, substituírem os compostos de carbono do Ciclo de Krebs, nomeadamente: a Ciência, a Engenharia, o Design e a Arte. Neste modelo, cada modalidade produz “moeda” ao se transformar em outra.

A Ciência converte informação em conhecimento. A Engenharia, por sua vez, converte o conhecimento em utilidade. O Design crítico, elabora estratégias imprevistas que desafiam suposições preconcebidas sobre como usamos e vivemos dentro do ambiente construído. A Arte questiona o comportamento humano e cria consciência do mundo, rerepresentando os dados à Ciência. Assim, este ciclo gira como um relógio, podendo, entretanto, ser bidirecional (Oxman,

2016). O Ciclo de Criatividade de Krebs está representado na Figura 27, e é fundamentada neste terreno que o desenvolvimento prático desta tese se desenvolve.

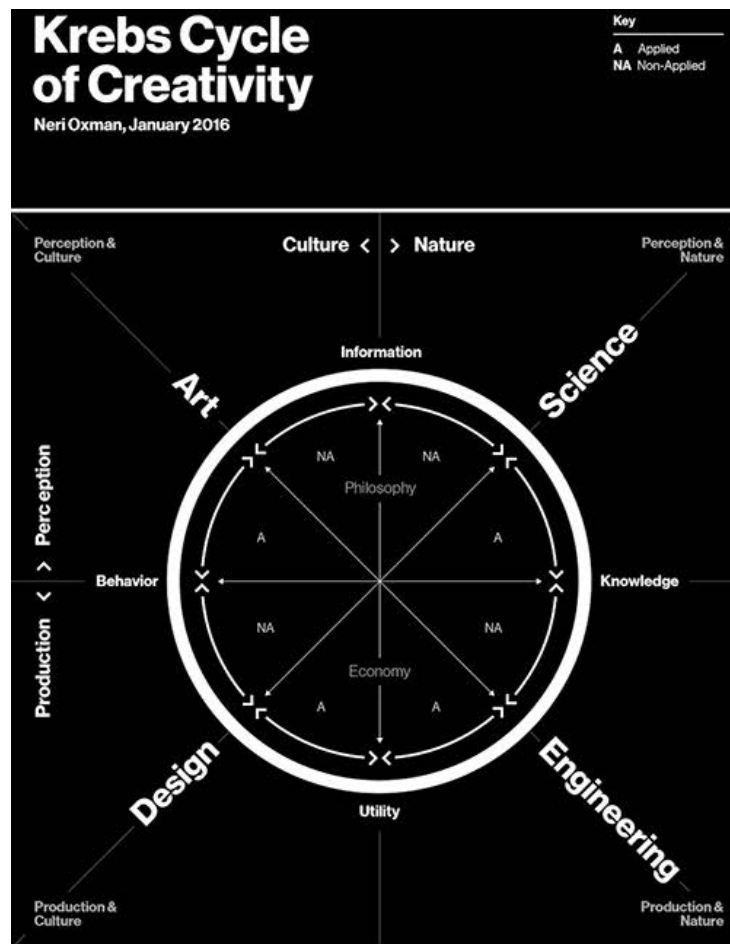


Figura 27. Krebs Cycle of Creativity, modelo de criação proposto por Neri Oxman (Oxman, 2016).

### 3.2 Conceito da peça vestível

Um toque na pele gerado pelo aperto de mão é transmitido em sinais neurais, segue para o sistema nervoso central e o cérebro realiza a sua percepção. Assim, o cérebro é uma espécie de processador, cuja função é comandar os órgãos. Com a amputação a nível transradial de membro superior, essa lógica que possibilita a resposta sensória do amputado é interrompida.

Por uma perspectiva mais ampla, essa lógica cerebral que permeia uma arquitetura hierárquica e centralizada, é aplicada em outros níveis que vão além do biológico e neural, como a nível da concepção e da projeção de ideias, produtos e até mesmo de como a sociedade está organizada.

Para o neurobiologista vegetal Stefano Mancuso, tal modelo hierárquico e centralizado pode ser frágil justamente por conferir toda a responsabilidade à um único órgão (Mancusi, 2017). O autor referencia a organização das plantas como um caminho conceitual a seguir, na medida em que as mesmas possuem uma construção modular baseada numa arquitetura cooperativa, sem centros de comando, capazes de perceber o ambiente circundante e executar respostas adequadas aos estímulos. Mancuso destaca a complexa organização anatômica das plantas e suas principais funcionalidades como um sistema a ser utilizado para reinventar a humanidade.

Para além de Mancuso, sobretudo a partir do século XXI, cientistas como Francis Hallé, Jean-Marie Pelt, Fleur Daugey e Anthony Trewavas realizaram estudos em torno da inteligência e sensibilidade dos vegetais (Nascimento, 2022). Ao encontro do exposto, Evando Nascimento (2021) evidencia que o “pensamento vegetal” está a ser pesquisado em cinco esferas distintas. A primeira elabora questões sobre o que pensam as plantas pela perspectiva da botânica e da filosofia; a segunda decorre sobre o que os humanos pensam das plantas, pelo ponto de vista tanto científico quanto cotidiano; a terceira se desloca de ideias antropocentristas e zoocentristas, e evidencia conceitos biológicos por uma perspectiva científico-biológica; a quarta analisa a partir da literatura; a quinta distingue-se por ser a visão dos povos não ocidentais, em especial os indígenas, sobre o pensamento vegetal.

Diante do exposto, Nascimento realiza um imbricamento entre a terceira e quarta esfera ao cunhar o tema “Literatura Pensante” para “designar e pensar o impensado na história da humanidade”. O professor, literata, e artista visual, inflete a sua prática a partir de uma reflexão sobre as plantas.

Nesta tese, não se trata de pôr em questão a superioridade da vida vegetal sobre a animal ou vice-versa. O raciocínio discursivo dá-se em torno de se pensar um novo caminho para o sistema sensorial interrompido pelo processo de amputação. Portanto, no lugar entre a “Literatura Pensante” e conceitos da neurobiologia vegetal, é que este estudo se perfaz, da modernidade estrutural e funcional da organização vegetal para pensar e conceptualizar a referida prótese responsiva.

Isso posto, dois conceitos da organização vegetal serão explicitados como alicerces do projeto: 1º, o seu “sistema radicular” e a sua “modularidade” serão guias para se pensar e projetar

a estrutura da peça vestível integrada ao membro protético; 2º, o “tropismo” e o “aprendizado pela experiência” como preceitos para a conceptualização do sistema de *feedback*.

### 3.2.1 Estrutura da peça vestível e impressão da prótese

No início desta tese, o termo corporificação foi abordado como sendo uma métrica para validar o quão incorporada no corpo do paciente é uma prótese, ou seja, o quão responsiva ela é ao reinserir o usuário às experiências sensoriais, e de uma maneira quantitativa, como o uso contínuo da prótese cognitiva pode estimular os nervos periféricos e, portanto, torná-la parte inexoravelmente integrante do corpo. Ao encontro do conceito exposto, destacou-se a roupa como o meio para tornar a prótese corporificada. Ou seja, fazer dela uma única peça que contém a prótese de membro superior, e que se estende ao corpo do utilizador com dois objetivos: o primeiro é ser suporte para o estímulo cognitivo que o tópico posterior abordará; o segundo é ser um prolongamento da *self*<sup>6</sup> do indivíduo. Isto porque a *self* não é uma essência fixa, e as roupas desempenham um papel fundamental na constante construção e reconstrução do eu. Especificamente, as roupas orientam a construção do eu, ao fornecer *feedback* sobre a auto-imagem, que é uma auto-imagem vestida. Para além disso, essa imagem não é passiva, mas busca ativamente respostas do entorno (Busch & Hwang, 2020). Portanto, se a prótese é uma extensão física do corpo, ela também precisa ser vista como um elemento mutável que acompanha a frequente construção e reconstrução do ser.

Dito isso, o projeto da peça vestível com a prótese de membro superior integrada precisa ter como preceitos um design que seja, ao mesmo tempo, individualizado e mutável, para invocar a personalidade de indivíduos que são distintos; contribuir na distribuição do peso da prótese; e por último, e não menos importante, criar uma imagem de empoderamento.

Ao encontro dos requisitos previamente descritos, se encontra a estrutura das plantas. As plantas possuem uma arquitetura modular, cooperativa, distribuída e sem centros de comando capazes de suportar predações catastróficas e repetidas (Mancuso, 2019). O que significa que ao perder uma parte de um todo, por exemplo, um caule, ela não vê suas funções totalitárias

---

<sup>6</sup> O conceito de *self* surge na psicologia social como um componente crítico do sistema afetivo e cognitivo do indivíduo. Quando estímulos, experiências ou eventos cruzam o limiar do conceito de *self* de tal forma que alcançam um significado auto-relevante, eles se tornam especiais (Markus & Wurf, 1987).



comprometidas. Esse comportamento é atribuído ao sistema radicular das mesmas. O sistema radicular é uma rede física cujos ápices formam uma frente em progresso contínuo; uma frente composta por inumeráveis centros de comando minúsculos, em que cada um destes integra as informações recolhidas durante o desenvolvimento da raiz e decide a direção do crescimento. Em uma correlação, por exemplo, com uma colônia de insetos, evidencia-se que ambos se referem a um conjunto de agentes singulares, cujas decisões são tomadas de forma autônoma, não dispõem de organização centralizada, utilizam regras simples de comunicação e agem coletivamente. Esta ideia da planta como uma colônia de partes modulares é iniciada na antiga Grécia, pelo filósofo e botânico Teofrasto (372-287 a.C), e reiterada por Mancuso (Mancuso, 2019).

Posto isto, para o desenvolvimento da referida peça vestível, buscou-se na estrutura das plantas, indicadores para o projeto da mesma. Enquanto método, a primeira etapa deu-se através de estudos exploratórios, ou seja, através de uma residência artística que decorreu em Gotemburgo e Boras (Suécia). Neste período de imersão, em uma visita técnica ao Trädgårdsföreningen, uma estufa de 1878 que contempla, dentre outras, múltiplas plantas raras, pudemos nos debruçar sobre as particularidades estéticas e estruturais que a compõem. Registos fotográficos de diferentes ângulos foram realizados com o objetivo de analisar seus alicerçadores como elucidado na Figura 28 a) e b), e a partir de então, interpretar suas ramificações que a sustentam. A planta *Victoria Amazonica*, uma planta aquática da família *Nymphaeaceae*, encontrada originalmente na região Amazônica, destaca-se por atingir até dois metros de diâmetro. Este crescimento se deve ao sistema modular das plantas, previamente evidenciado. Suas nervuras, que integram a parte inferior da planta, conseguem suportar grandes pesos, e são mais espessas, vide Figura 28 c), para além de todo o seu sistema, da nervura ao sistema radicular, ser realizado em redes, Figura 28 e). Ao analisarmos visualmente as bordas que sustentam as folhas da *Victoria Amazonica*, veremos que as mesmas se ramificam em estruturas primárias, secundárias e terciárias. A Figura 28 d) apresenta um estudo gráfico interpretativo de como essas nervuras se subdividem para, ao mesmo tempo, ampliar e sustentar a planta.

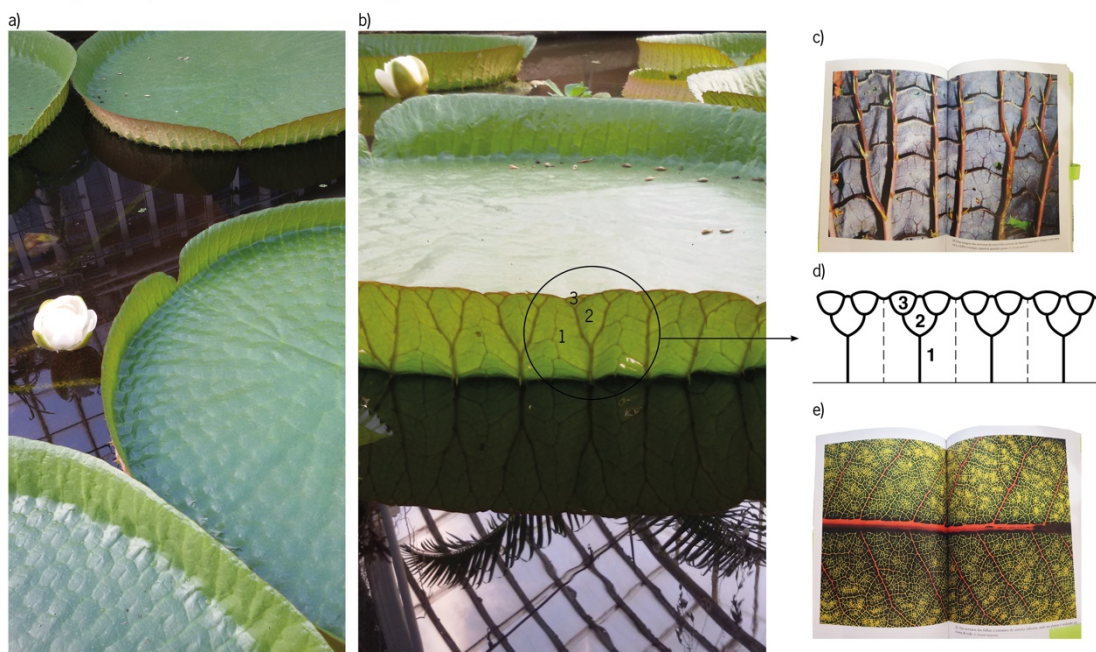


Figura 28. Estudo exploratório: a) e b) imagens da planta *Victoria* amazônica, obtidas no jardim botânico Trädgårdforeningen, durante residência artística em Gotemburgo; c) imagem das nervuras de uma folha interior de *Victoria* amazônica; d) estudo interpretativo das ramificações primárias, secundárias e terciárias; e) ilustração de como tanto as nervuras quanto o sistema radicular das plantas é feito em forma de rede, (Mancuso, 2019).

A referida estrutura circular que se amplia e se sustenta através de ramificações primárias, secundárias e terciárias abriu frente para a construção da supracitada peça vestível. Para a realização dos estudos da forma, inicialmente, projetou-se um círculo em papel, com diâmetro de 120 cm. A partir de então, foram realizados alguns estudos referente às nervuras das plantas, como espécie de padronagem que pudesse ser inserida na forma. Esses estudos preliminares foram uma mimese da *moulagem*, técnica em que o tecido é modelado diretamente sob o manequim/corpo. Esse exercício da forma indicou que a depender da dobradura da circunferência, a mesma peça poderá adquirir “corpos” distintos, ou seja, a partir de uma circunferência de “tecido”, referenciada pela Figura 29 a), e por meio de diferentes dobraduras, a mesma forma poderá se materializar em um echarpe, vide Figura 29 b), ou em um vestido Figura 29 c), e as estruturas das mesmas foram analisadas, também, a partir de um estudo das nervuras das plantas, Figura 29 d).

## Estudo da forma

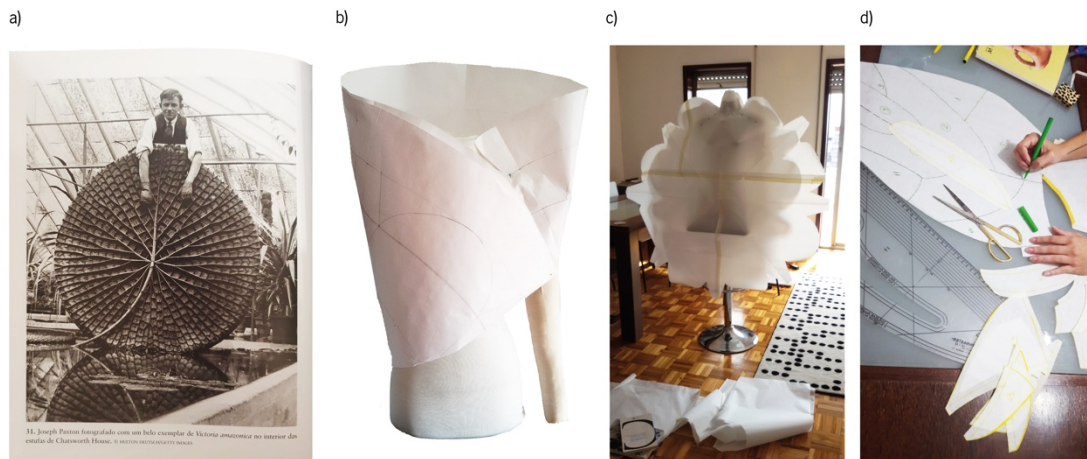


Figura 29. Estudo da forma a partir da *Victoria amazonica* a) Joseph Paxton fotografado no interior das estufas de Chatsworth House, (Mancuso, 2019) ; b) e c) estudos com a forma redonda em um manequim; d) estudo das nervuras das folhas.

Assim, procedeu-se com o estudo da forma através da modelação 2D. Via software Illustrator, a estrutura circular da planta *Victoria amazonica* foi projetada, com diâmetro de 120 cm, medida essa validada pelos estudos da forma feitos em manequim. Posteriormente, essa circunferência foi dividida em 8 ângulos de  $45^\circ$ , que por sua vez foi dividida em estruturas primárias, secundárias e terciárias, tal qual a leitura feita previamente e exemplificada na Figura 28 d). Tal estratégia teve como objetivo promover volume e articulações, onde cada contorno atua como uma espécie de dobradiça, que sustenta, amplia e concede movimento à peça. Nesta proposta, a peça feita em circunferência possui 7 partes distintas, que estão numeradas de 1 a 7, vide Figura 30 a). Após o desenvolvimento da modelação 2D, observou-se que, justamente por a mesma ser construída em partes, as partes podem tanto formar o todo, quanto serem usadas de formas dissimétricas, conforme estudo apresentado na Figura 30 b). Nesta proposição, as nervuras são as bordas limites (contornos) que sustentam a peça, que têm como objetivo ser utilizadas como módulos, inclusive a alterar os padrões que a preenchem.

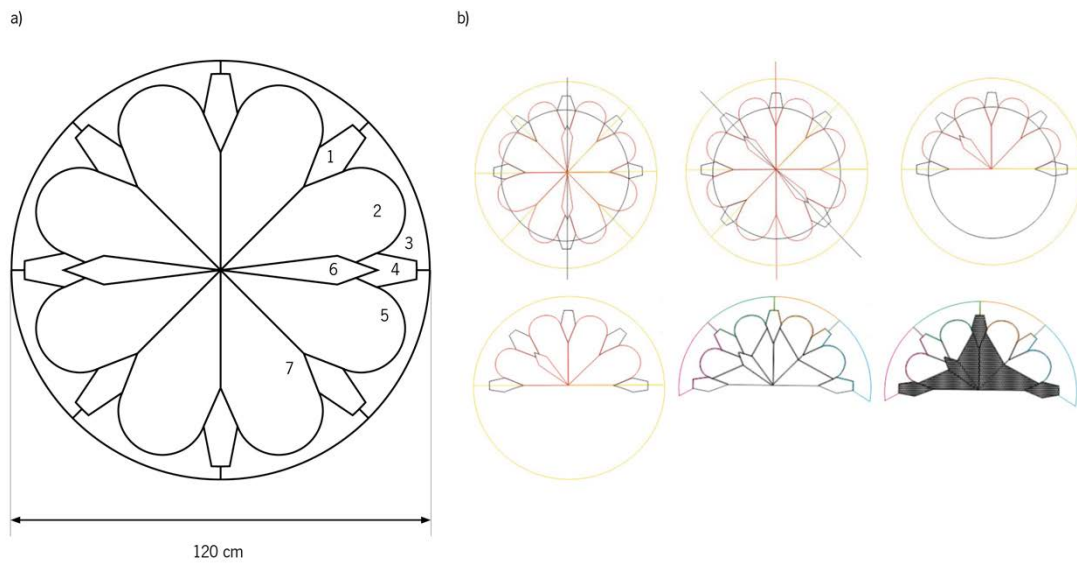


Figura 30. Modelação 2D.

Assim, prosseguiu-se com a modelação 3D da peça modular via software FUSION 360. Os arquivos foram preparados a conter peças planas com 1.5 mm de espessura. Para a junção das partes com o objetivo de formar o todo, é necessário que a peça número 1 fosse impressa 6 vezes, a número 2 duas vezes, a número 3 quatro vezes, a número 4 duas vezes, a número 5 duas vezes, a número 6 duas vezes, e a número 7 oito vezes. Ou seja, no fim, totalizaram 26 partes, que foram impressas em filamento flexível, composto por poliuretano (TPU), com dureza de 82 A, bico de extrusão de 0.4 mm, 2 perímetros<sup>7</sup>, 15% de *infill*, a 215 °C. A Figura 31 a) apresenta o modelo desenvolvido já com a inserção de um padrão, e a Figura 31 b) indica cada uma das partes.

<sup>7</sup> O perímetro traça o contorno da peça, ou seja, o preenchimento é impresso dentro do perímetro, e representa o número de linhas nas paredes de suas impressões, sejam elas nas laterais, na parte superior ou na parte inferior.

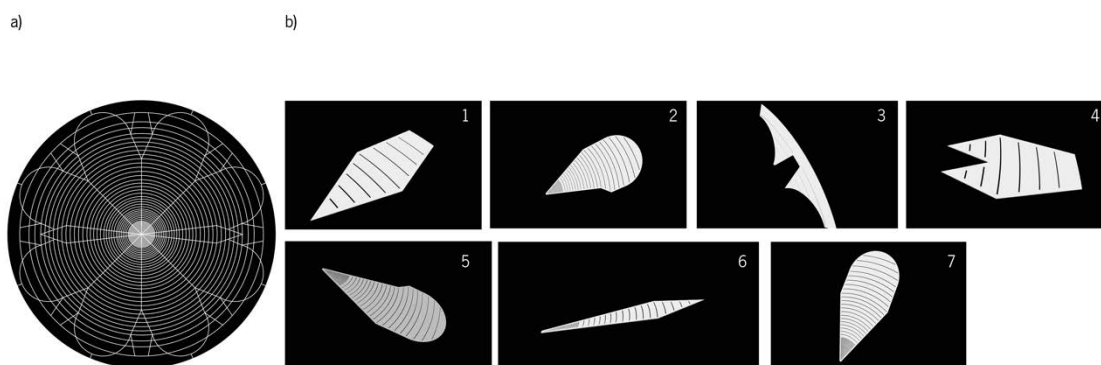


Figura 31. a) imagem 2D da peça inteira; b) imagens de cada módulo que integra a peça, feitas no software Fusion 360.

### 3.2.1.1 Parâmetros de impressão da prótese de membro superior

A acessibilidade é um dos alicerces que perpassa os 3 eixos desta tese. A impressão 3D e o Humanitarismo Digital são dois conceitos que, interligados, promovem o acesso de dispositivos médicos para àqueles que mais precisam. Não é o escopo desta tese desenvolver um novo modelo de prótese, mas sim identificar um exemplar que possa ser integrado ao design da peça vestível previamente descrita, assim como averiguar o quão exequível é a manufatura do referido dispositivo médico, por indivíduos que, não necessariamente, possuem formação específica em ortopedia ou afins.

Dito isso, a plataforma da organização e-Nable (evidenciada no estado da arte), se apresentou a mais intuitiva. Optou-se por uma prótese mecânica, com o intuito de excluir outras variáveis que poderiam influenciar na análise dos sensores que serão desenvolvidos neste estudo. Portanto, dentre os 4 modelos disponíveis, o critério de escolha foi a facilidade de produção aliado à estética. Embora o modelo Phoenix Hand (versões 2 e 3), sejam os mais bem avaliados segundo os critérios parametrizados pela e-Nable (maturidade, custo do material, popularidade, dificuldade, e grau de força) o modelo Kinetic hand é o que apresenta maior semelhança com uma mão humana, além de apresentar uma boa relação entre o custo da peça e a maturidade do projeto, ou seja, o quão testado foi o produto, o que, para esta tese, torna o modelo Kinetic Hand o mais adequado.

Assim, procedeu-se à impressão do referido modelo. Os arquivos da prótese estão disponíveis gratuitamente no site da e-Nable, onde também consta um tutorial ilustrativo de como proceder com a impressão e posterior montagem. Utilizou-se o software Cura, que é um aplicativo

de fatiamento de código aberto para impressoras 3D. As peças mais rijas foram impressas primeiro, depois as peças mais flexíveis. Embora o tutorial indique a utilização do PLA como o filamento adequado para as peças que exigem maior resistência mecânica, a nossa pesquisa encontrou no filamento à base de fibras carbono e grafeno, modelo G6 – Impact, shore 65D, fornecido pela empresa BlackMagic 3D (Austrália), características mais indicadas para este projeto, como superior resistência mecânica e leveza, quando comparado ao PLA. Relativamente às partes flexíveis, utilizou-se o TPU com shore 98A, fornecido pela empresa Fillamentum (República Checa). A Figura 32 apresenta as respectivas peças impressas, A Tabela 4 indica os parâmetros de impressão para cada filamento, e a

Tabela 5 indica o tempo de impressão para cada peça.



Figura 32. Peças impressas em 3D que darão origem à prótese mecânica de membro superior.

Tabela 4. Parâmetro de impressão dos filamentos

<b>Filamento</b>	<b>Nozzle</b>	<b>Perímetro</b>	<b>Temperatura de impressão</b>	<b>Velocidade de impressão (<i>print/travel</i>)</b>	<b>Infill</b>
G6-Impact	0.4	2	230 °C	60 mm/s, 80 mm/s	40 %
Flexfill	0.4	2	230 °C	20 mm/s, 70 mm/s	100 %

Tabela 5. Relação tempo e quantidade de material gasto para cada peça ou grupo de peças

<b>Peça</b>	<b>Filamento</b>	<b>Tempo de impressão</b>	<b>Quantidade de material</b>
Palma	G6-Impact	7 horas e 29 minutos	94 g
Braçadeira	G6-Impact	5 horas e 11 minutos	65 g
Dedos	G6-Impact	4 horas e 19 minutos	54 g
Cobertura da palma	Flexfill	4 horas e 12 minutos	16 g
Tensionadores e conjunto de dobradiças para o dedo	Flexfill	4 horas e 48 minutos	19 g
Conjunto de dobradiças para o punho	Flexfil	49 minutos	3 g
Conjunto de impressão digital	Flexfill	2 horas e 59 minutos	11 g

Após a impressão das supracitadas peças, as mesmas passaram por pequenos pós-tratamentos, nomeadamente, foram lixadas as partes com excesso de material e limpas com álcool isopropílico. Subsequentemente, foram montadas, conforme indicação do tutorial. Para além das peças impressas, utilizou-se fio de pesca com força de rotura entre 80-100 lb e diâmetro de 0.5 mm, elástico de 2 cm de largura e 25 cm de comprimento, e 12 parafusos auto-roscentes de cabeça cilíndrica Phillips M2 com 6 mm de diâmetro. A Figura 33 é uma adaptação do tutorial de montagem da prótese, dividido em 17 etapas.

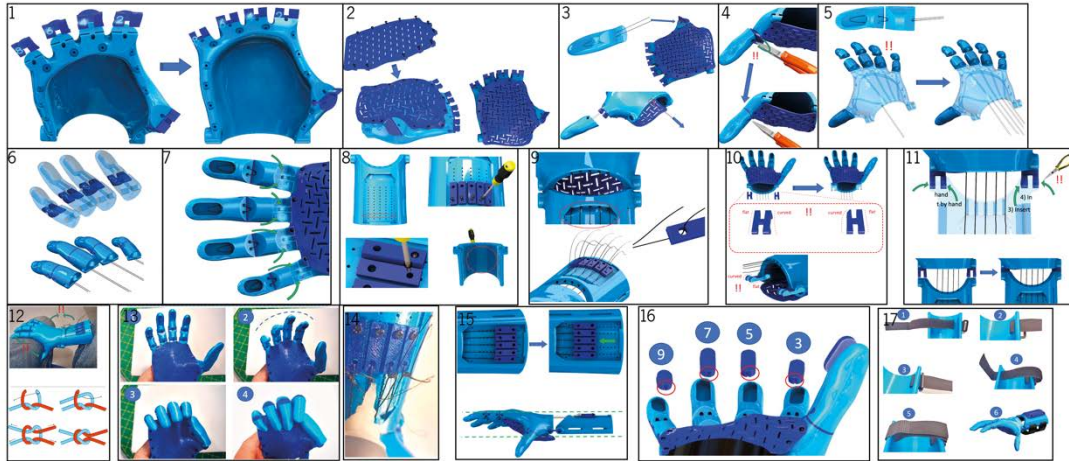


Figura 33. Tutorial de montagem, versão adaptada do site da e-Nable (E-nable, 2022).

### 3.2.2 Sistema sensório responsivo: aprendizado pela experiência

De maneira descritiva, o trabalho do artista visual Pedro Neves mostra o movimento de fechar e abrir, executado pela planta *Mimosa pudica* Linn., ao ser tocada por uma mão robótica, Figura 34. Entretanto, mais do que o gesto, Neves evoca o ritual de acasalamento e sedução entre uma máquina e uma planta, cuja nomenclatura - não por acaso - tem origem na taxonomia sexual vegetal definida por Carlos Lineu (G. Muhammad et al., 2018).



Figura 34. Frame do vídeo “The Pudic relation between machine and plant”, 2 minutos, 30 seg, (Marques, 2016).



Para além do movimento de fechar a partir do toque, a *Mimosa pudica* Linn. é uma planta que tem movimentos nictinásticos. A própria origem da palavra descreve o seu comportamento, “nyctos” é um termo grego que representa noite, e “nastos” fechar. Ou seja, a sua resposta não-direcional a estímulos exógenos provocada em reação à luz é o movimento de fechar as suas folhas à noite (Burkholder & Pratt, 1936).

Nesse contexto, intrigados pela possível sensibilidade intrínseca da planta, os cientistas Gagliano e Mancuso adaptaram um experimento inicialmente idealizado por René Desfontaines (1750-1833) que foi reproduzido no fim do século XVIII por Jean-Baptiste Lamarck. O experimento realizado por Lamarck consistiu em submeter diversos exemplares da Mimosa em passeios de carroça pelas ruas de Paris. Durante o experimento observou-se que, no princípio, todas as plantas fecharam as suas folhas no emanar das primeiras vibrações provocadas pelas ruas irregulares da cidade. Entretanto, no decorrer do passeio, as plantas começaram a abrir, delicadamente, as suas folhas, mesmo estando submetidas aos mesmos estímulos vibracionais (Mancuso, 2019).

Em 2014, o protocolo do experimento adaptado distinguiu-se por sujeitar as plantas inseridas em vasos a dois estímulos distintos (Gagliano et al., 2014). No primeiro conjunto de estímulos, as plantas foram submetidas a repetidas quedas de precisamente 15 cm de altura. Como resultado, nas primeiras quedas as plantas fecharam rapidamente as folhas. Entretanto, entre a sétima e oitava queda, as plantas deixaram de fechar as folhas. No segundo conjunto de ensaios, desenvolveu-se um aparato que balançava os vasos horizontalmente. Como resposta, as plantas fecharam as folhas apenas no início dos ensaios. Assim, através dos respetivos experimentos, a hipótese de Lamarck e Desfontaines de que as plantas podem aprender e distinguir o perigo de um determinado evento, foi ratificada.

Para além disso, os investigadores realizaram protocolos com muitas *Mimosas pudicas* com o intuito de compreender se as mesmas tinham a capacidade de aprendizado e distinção de estímulos distintos. Como resultado, observou-se que as mesmas têm uma capacidade de memorização superior a quarenta dias. Ou seja, semelhante a muitos insetos e a animais ditos como superiores (Gagliano et al., 2014).

No caso da *Mimosa Pudica*, o mecanismo de aprendizado trata-se da memória epigenética ligada ao stresse. Modificações provocadas pelas mudanças das histonas (proteínas cujo papel é organizar o ADN), ou a metilação (ligação entre um grupo metil-CH<sub>3</sub> a uma base azotada do próprio

ADN), em decorrência do stress, alteram a expressão dos genes, mas não a sua sequência (Turgut-Kara et al., 2020). Ou seja, tais alterações, assim como o acúmulo de proteínas sinalizadoras, como MAP, permitem ativar respostas de defesa nos referidos vegetais.

Esse raciocínio discursivo, e reiterado por experimentos científicos, nos permite compreender que as plantas não só aprendem pela experiência, como conseguem identificar um estímulo, realizar a distinção de dois estímulos distintos, e responder de forma adequada. Evidencia-se que embora tal processo ocorra pelo princípio da memória, é de salientar que o ato de lembrar pode não exigir as redes neurais convencionais. Em outras palavras, cérebros e neurônios são uma solução possível, inegavelmente sofisticada, mas pode não ser o único requisito necessário para a aprendizagem.

À vista do exposto, valeu-se do princípio da aprendizagem pela experiência das plantas, para se criar um sistema de *feedback* que possibilitasse ao utilizador, mesmo após a interrupção às redes neurais convencionais provocada pela amputação, identificar os estímulos recebidos durante um aperto de mão, para além de distinguir cada estímulo de forma perceptível. Conforme o subcapítulo “Inputs somatossensoriais a partir de um aperto de mão”, indicou, faz-se necessário um sistema dual de estímulos, por isso selecionamos a pressão e a temperatura como *inputs*. Relativamente ao *output*, ou seja, o método de estimulação perceptível ao amputado, o método escolhido foi a electroestimulação de superfície, tendo em consideração o levantamento apresentado no tópico “Atuadores têxteis”. Assim, idealizamos a inserção dos sensores de pressão e temperatura na mão protética, para identificar os estímulos a partir do aperto de mão recebido, e do eléctrodo de estimulação na parte superior do braço do utilizador, a informar ao amputado de que o ato comunicacional está a decorrer. A Figura 35 ilustra a referida proposta.

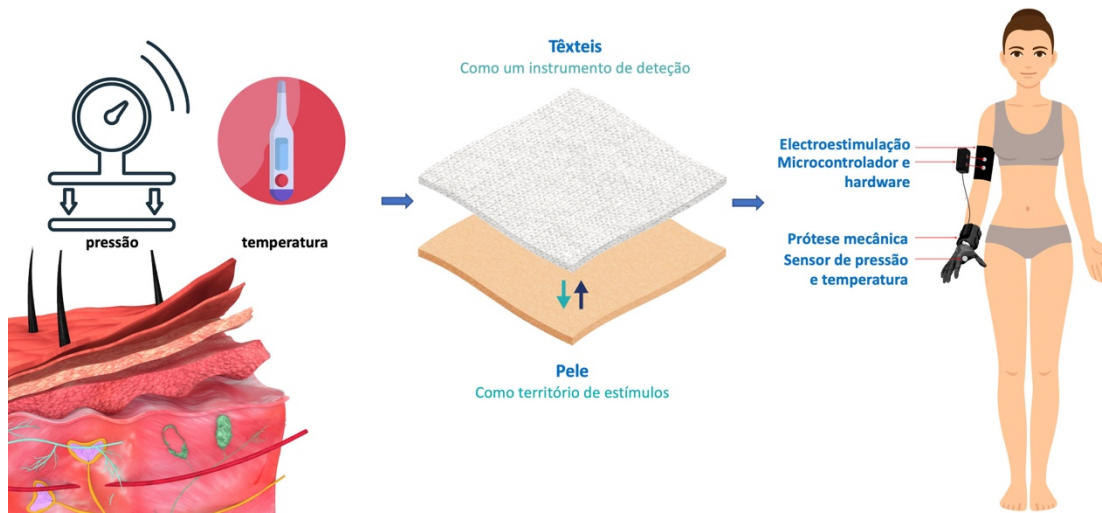


Figura 35. Proposta de desenvolvimento do sistema de feedback sensorial.

Nesta tese, destacamos os têxteis como o instrumento de detecção, ou seja, como substratos a atuarem como os referidos sensores. Tendo em consideração os significativos avanços nas áreas dos sensores de pressão e da electroestimulação por meio dos substratos têxteis dopados com materiais ativos, priorizamos pelo desenvolvimento destes supracitados sensor e elétrodo. Relativamente ao sensor de temperatura, optamos pela utilização de um modelo comercial, o MLX90614. Trata-se de um sensor de temperatura digital infravermelho (IR), sem contacto, que pode ser usado para medir a temperatura de um objeto específico variando de  $-70^{\circ}\text{C}$  a  $382.2^{\circ}\text{C}$ . O referido sensor usa raios infravermelhos para medir a temperatura do objeto apenas por aproximação, e se comunica com o microcontrolador usando o protocolo I2C.

Relativamente à localização do elétrodo têxtil, esta foi escolhida por seu acesso superficial aos feixes dos nervos mediano e ulnar, conforme indicado em protocolo experimental semelhante (H. Huang et al., 2018). Dois parâmetros de estimulação serão variados de forma concomitante: duração e intervalo de tempo entre impulsos, ou seja, a temperatura altera a duração dos impulsos e a pressão altera o intervalo de tempo de ativação entre os impulsos, vide Tabela 6. A frequência de estimulação pode variar de 0.66 Hz à 3.33 Hz, e a intensidade do estímulo poderá ser ajustável de acordo com cada utilizador. A variação de pressão é adquirida através de um sinal de tensão, expresso em V. Tais parâmetros foram escolhidos a partir do estudo que apresenta uma revisão e análise sistemática de métodos de reconstrução de *feedback* sensorial não invasivo para amputados de membros superiores (W. Wang et al., 2019). A Figura 36 apresenta o diagrama proposto.

Tabela 6. Parâmetros de estimulação a serem trabalhados no sistema de *feedback* háptico

<b>Parâmetro de estimulação 1</b>	<b>Faixa de temperatura</b>	<b>Duração do impulso</b>
	De 20°C a 40°C	De 60 a 300 ms
<b>Parâmetro de estimulação 2</b>	<b>Faixa de pressão</b>	<b>Intervalo de estimulação</b>
	De 0 a 500 N	De 300 a 1500 ms (que equivale a 300ms=3.33 Hz , 1500 ms= 0.66)

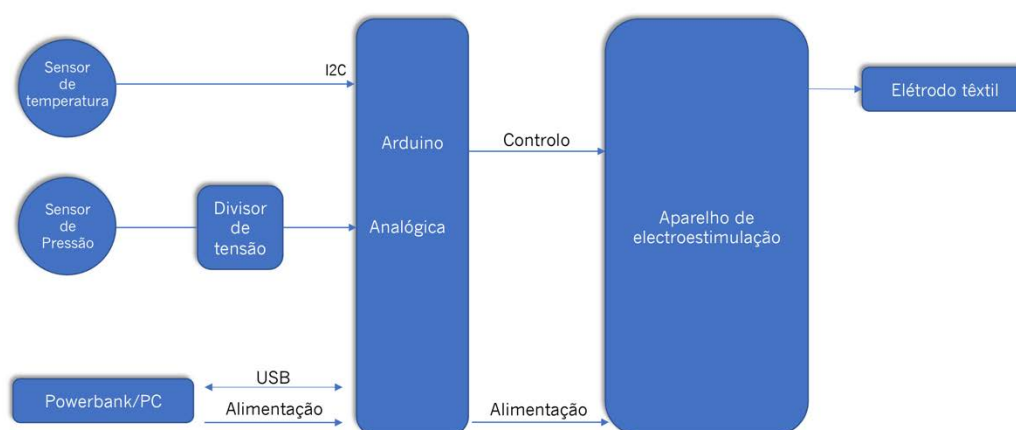


Figura 36. Diagrama proposto para o sistema de *feedback* háptico.

Diante do exposto, procedeu-se com o desenvolvimento do sensor de pressão e do eléctrodo têxtil, para ser integrado no supracitado sistema.

### 3.3 Desenvolvimento dos sensores e eléctrodos têxteis para o sistema de *feedback* háptico

Em vista do descrito, este tópico tem como objetivo apresentar o design, materialização e técnicas de caracterização dos dois sensores desenvolvidos nesta pesquisa, nomeadamente: sensor de sensor de pressão e eléctrodo de electroestimulação.

### 3.3.1 Sensor de pressão

#### 3.3.1.1 Materiais e processo de fabrico

Para o sensor de pressão, utilizou-se como substrato têxtil um tecido 100 % algodão (CO), com 122 g/m<sup>2</sup> e 0.21mm de espessura, fornecido pela empresa Lameirinho (Pevidém, Portugal). Sua estrutura de entrelaçamento entre os fios de teia e trama define-se por ser um tafetá. Salienta-se que, para este sensor, ensaios paralelos foram realizados com malhas em diferentes estruturas e espessuras, entretanto, a topografia do tecido se mostrou mais nivelada para receber a deposição de um filme fino, motivo pelo qual se avançou com tal estrutura. Ao encontro do exposto, estudos prévios indicam que a análise superficial dos tecidos é um ponto crucial para o bom desempenho das propriedades electro condutoras dos mesmos, em que uma superfície mais plana e menos rugosa, se apresenta como a mais adequada (Tokarska, 2019). A Tabela 7 indica, resumidamente, as propriedades estruturais do referido substrato.

Tabela 7. Características estruturais do tecido estudado.

<b>Tecido tafetá</b>		
<b>Normas</b>	<b>Propriedades</b>	<b>Valores</b>
NP EN 7211-2	Contextura no sentido da teia	32 cm <sup>-1</sup>
	Contextura no sentido da trama	29 cm <sup>-1</sup>
NP 4105 - 1990	Massa linear do fio da teia	19.59 tex
	Massa linear do fio da trama	17.31 tex
EN ISO 5084: 1999	Espessura	0.21 mm
ISO 3801	Massa por unidade de superfície	122 g/m <sup>2</sup>

As nanoplacas de grafeno (GNPs) utilizadas foram fornecidas pela empresa Graphenest (Aveiro, Portugal), com 8-30 camadas, espessura de 3-10 nm e dimensões laterais das camadas de 0.5-0.2 µm. Neste segmento, para produzir uma solução a ser aplicada no substrato têxtil a conter as supracitadas GNPs, utilizou-se: agente de acabamento especial em poliuretano (PU), denominado de Tanapur™ Velluto; reticulante Tanapur™ ONE; concentrado embotador e agente anti-bloqueio para revestimento aquoso, Edolan XME; assim como com o agente de dispersão e modificador de fluxo para impressão têxtil Thickener A02, ambos da empresa Tanatex Chemicals B.V® (Grupo ADI, Santo Tirso, Portugal).

Para os elétrodos foi utilizada uma tinta condutora comercial denominada Silver100NP, cujo componente condutor é a prata, com condutividade elétrica de  $<29\text{m}\Omega/\text{sq}/\text{mil}$ , e fornecida pela empresa NanoPaint© (Braga, Portugal). Para unir as camadas têxteis dopadas, foi utilizada uma rede termoplástica composta por éster de poliuretano alifático, com 35-50 g/m<sup>2</sup>, e temperatura de fusão entre 109-119 °C, fornecidos pela empresa Protechnic (Cernay, França).

O design do mesmo foi executado no software Adobe Illustrator, tendo como referência o sensor de força resistivo e flexível (FSR) produzido pela empresa Tekscan (Boston, Estados Unidos), modelo FlexiForce™ A201<sup>§</sup> Sensor, cujo princípio de funcionamento é o mecanismo de detecção de força direta. Salienta-se que os FSR são amplamente utilizados em projetos cujo objetivo é detetar pressão em situações em que o dispositivo precisa se conformar adequadamente a estruturas côncavas, ou com algum grau de complexidade na forma, conforme o trabalho que utiliza o FSR acoplado em colchões de células de ar (S. Pereira et al., 2020), ou em uma luva que integra um sistema de *feedback* háptico (Z. Wang et al., 2007). O FlexiForce™ A201 Sensor possui 9.53 mm de diâmetro de área sensória, e 0.203 mm de espessura. Entretanto, com o objetivo de atingir uma área maior de detecção, conforme reiterado no estudo que propõe a identificação do género e personalidade através de um aperto de mão (Orefice et al., 2016), adaptou-se o diâmetro da área sensória para 25 mm. A Figura 37 indica as medidas do sensor de pressão a ser desenvolvido neste estudo.

---

<sup>§</sup> Website do fabricante, visitado em 10 de dezembro de 2021: [www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201](http://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201)

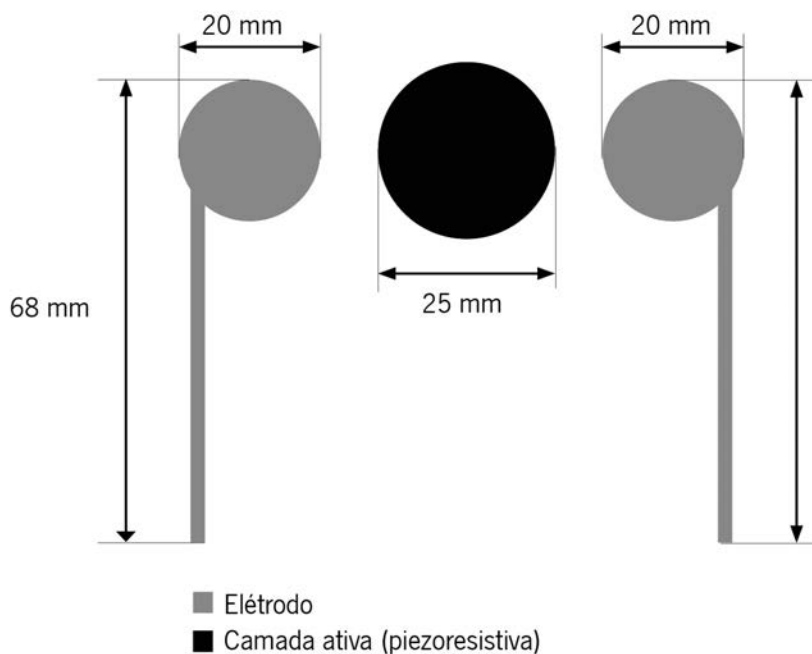


Figura 37. Dimensões do sensor de pressão. A cor cinza indica as camadas referentes aos eléctrodo e a cor preta faz referência a camada ativa do sensor.

Dito isso, procedeu-se com o desenvolvimento da solução com propriedade piezoresistiva. Assim sendo, 50% de Tanapur™ Velluto, 25% de Tanapur™ One e 25% de Edolan XME foram misturados em um agitador mecânico a 350 rpm, por 30 minutos. Na sequência, 2%, 3%, 5%, 7% e 10% (m/v) de GNPs foram dispersos, lentamente, à prévia solução, e mantidos sob agitação mecânica por 2 horas. Após a devida dispersão das nanopartículas, adicionou-se 20% (m/v) do espessante Thickener A02, onde foi mantido sob lenta agitação mecânica até a mesma adquirir a viscosidade adequada de uma pasta. A Figura 38 ilustra o processo descrito.

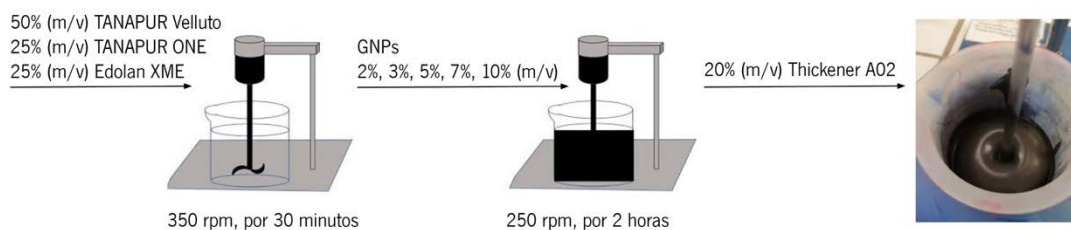


Figura 38. Processo de dispersão das nanopartículas e base polimérica para a produção da tinta.

De seguida, procedeu-se para a construção do sensor de pressão pela técnica de estampanaria. O tecido 100% CO foi devidamente estendido sobre a mesa de estampar Johannes Zimmer, e procedeu-se com a aplicação das tintas. Primeiramente, os elétrodos foram estampados em simultâneo com a tinta de prata (Silver100NP) a uma velocidade de 30 mm/s, prosseguido por processo de cura a 120 °C, por 10 minutos, no tapete de secagem. Na sequência, a camada ativa foi estampada com a pasta de GNPs previamente descrita, frente e verso do substrato, seca por 3 minutos a 120 °C, e curadas por 10 minutos a 160 °C. A Figura 39 ilustra as supracitadas etapas. Por fim, cada camada foi cortada e unida através do processo de termo fixação, ao utilizar o material previamente descrito na Secção Materiais desta tese, a 110 °C, por 10 segundos, a uma pressão de 2.5 bar, Figura 40. É de salientar que para tal processo foram utilizados os seguintes equipamentos: mesa de estampar modelo Johannes Zimmer (Áustria), e râmola modelo Mathis AG (Suíça).

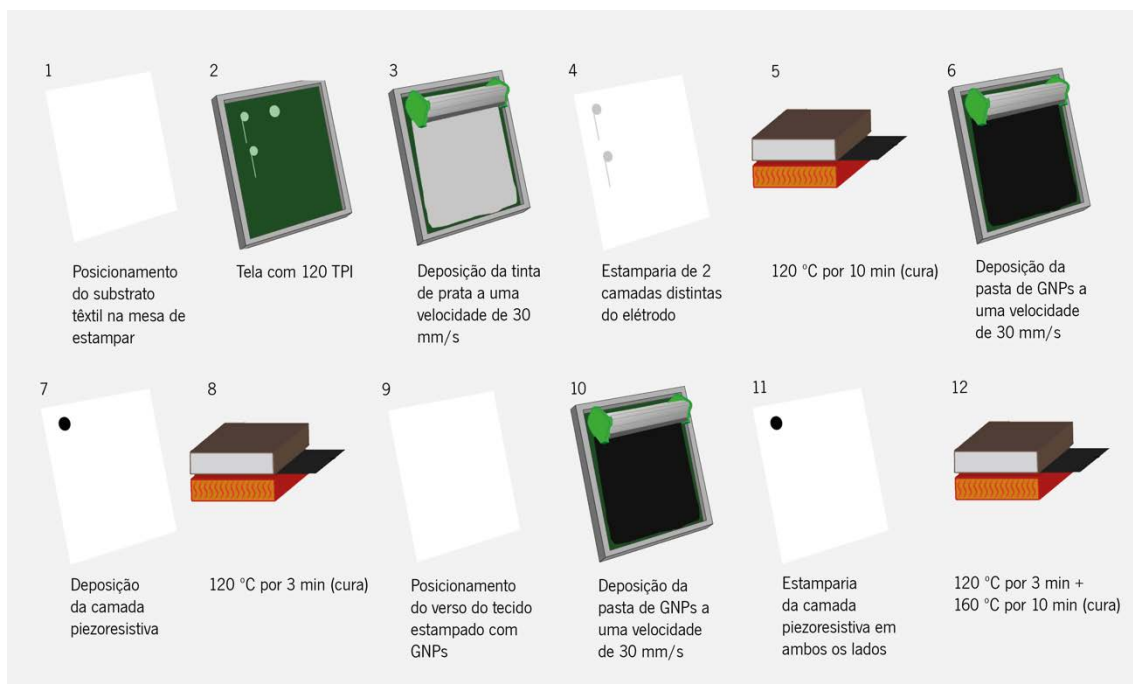


Figura 39. Ilustração que identifica as etapas de estampanaria do sensor de pressão.



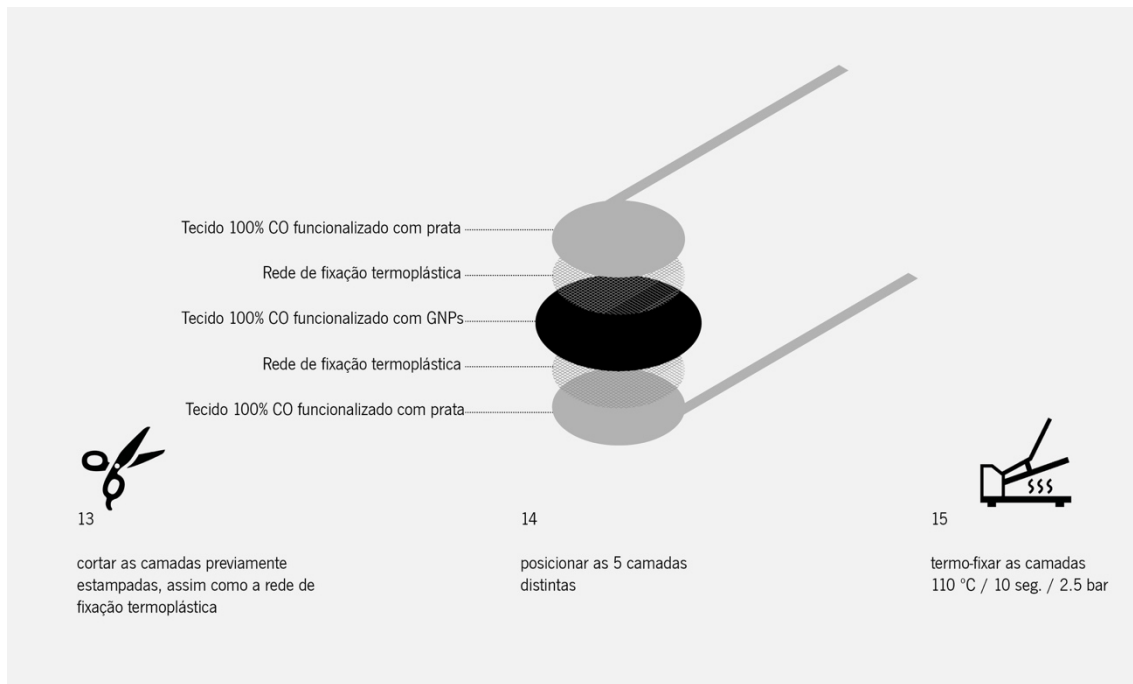


Figura 40. Ilustração que identifica as etapas de montagem do sensor de pressão.

Entretanto, evidencia-se que o processo de termo fixação foi dividido em duas abordagens distintas. As variações referem-se, exclusivamente, à camada ativa, ou seja, a direção de posicionamento dos têxteis dopados com a pasta GNPs de acordo com a orientação dos fios. Neste sentido, na abordagem 1, a camada ativa do sensor foi posicionada na direção da teia do tecido, paralela à direção da teia dos elétrodos. Na abordagem 2, a camada ativa do sensor foi posicionada na direção da trama, paralela à direção da teia dos elétrodos. Vide Figura 41.

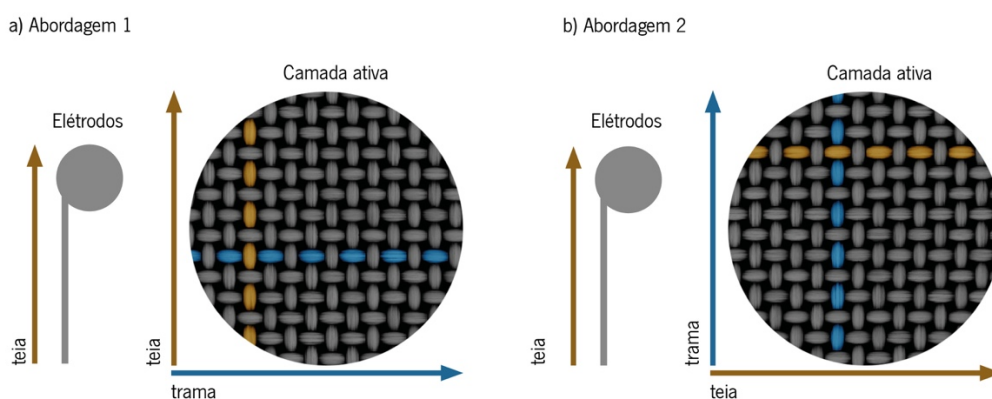


Figura 41. Variações da montagem da camada ativa: a) os elétrodos e a camada ativa são posicionados na mesma direção, ambos na posição da teia; b) os elétrodos e a camada ativa são posicionados em direções diferentes, os elétrodos na posição da teia e a camada ativa na direção da trama. A cor cobre representa a direção da teia, a cor azul representa a direção da trama.

Tais variações (% do material condutor e direção do fio) foram feitas com o objetivo de identificar as condições mais otimizadas para o desenvolvimento do sensor de pressão. É importante evidenciar que, num material intrinsecamente anisotrópico, como os têxteis, em condições de compressão uniaxial, o contacto entre as fibras nas direções transversais e longitudinais pode levar a um desempenho de deformação peculiar e, conseqüentemente, alterar o caminho de condução da corrente. Dito isso, este processo resultou em 10 amostras distintas, em que a Tabela 8 indica a referência adotada para cada sensor.

Tabela 8. Codificação dos sensores desenvolvidos.

<b>% de GNPs</b>	<b>Nomenclatura</b>
2% GNPs	FSR.2%
3% GNPs	FSR.3%
5% GNPs	FSR.5%
7% GNPs	FSR.7%
10% GNPs	FSR.10%

### 3.3.1.2 Métodos de caracterização

Com o objetivo de validar os sensores mais adequados para o projeto em questão, as amostras produzidas e previamente descritas foram caracterizadas no que toca aos aspetos estruturais, morfológicos, propriedades elétricas e parâmetros físico-químicos que afetam o conforto sensorial do usuário. Neste sentido, as secções subsequentes descrevem os ensaios realizados.

#### I. Estrutural

De posse das amostras distintas e tendo conhecimento de suas referidas composições fibrosas, o ponto de partida para a caracterização estrutural das mesmas foi identificar a influência que o processo de funcionalização superficial teve na alteração da espessura (mm), e da massa por unidade de superfície ( $\text{g}/\text{m}^2$ ). Portanto, para a medição da espessura, utilizou-se o aparelho Mitutoyo (No. 2046F), na escala mm. Foram realizadas 10 medições, em regiões diferentes das

amostras, para assegurar um valor homogêneo. Relativamente à caracterização da massa por unidade de superfície, procedeu-se com ensaios amparados pela norma NP EN 12127:199, “Massa por unidade de superfície em amostras de pequenas dimensões”. Para cada amostra de sensor, 5 provetes com área de 100 cm<sup>2</sup> foram pesados em uma balança de precisão. Após a identificação da média, aplicou-se a seguinte equação:

$$M = \frac{m}{A \times 10^{-5}} \quad (7)$$

onde M é a massa por unidade de superfície expressa em gramas por metro quadrado [g/m<sup>2</sup>], m é massa de um provete em gramas [g], e A representa a área do provete, em centímetros quadrados [cm<sup>2</sup>].

## II. Morfológica

A Microscopia Eletrônica de Varrimento (SEM), foi realizada com a finalidade de analisar o grau de dispersão e deposição das placas de grafeno no tecido de algodão. As morfologias da superfície das amostras foram realizadas através do equipamento NOVA 200 Nano SEM da FEI Company (Hillsboro, OR, EUA). Todas as amostras foram revestidas com um filme de paládio-ouro (Pd-Au) (20 nm), para torná-las condutoras.

## III. Físico-química

A Reflectância Difusa do Estado Fundamental (GSDR), para além de comprovar a funcionalização através da identificação das nanopartículas nos substratos têxteis, sugere diferenças no espectro de absorção para amostras com diferentes concentrações. Os espectros de GSDR das amostras de tecido, sem nenhum acabamento, funcionalizados com a tinta condutora de prata, assim como dopados com GNPs, foram registados na faixa de comprimento de onda de 200 a 800 nm, a partir de um espectrofotômetro UV-2600 (Shimadzu), com o detetor IRS 2600 Plus. O equipamento foi calibrado com sulfato de bário em branco no modo reflectância total. Cada amostra foi analisada em três locais diferentes para garantir a sua homogeneidade. Posteriormente, a função de remissão (F (R)) foi calculada de acordo com a equação de Kubelka-Munk:

$$F(R) = \frac{(1 - R)^2}{2R} = \frac{K}{S} \quad (8)$$

onde o K representa o coeficiente de absorção, S o coeficiente de dispersão e R a reflectância, (L. Yang & Kruse, 2004).

A espectroscopia Raman foi usada especificamente para analisar a estrutura e dispersão das GNPs no tecido 100% CO, bem como o pó de GNPs. Equipado com um laser de 532 nm (2.33 eV), os espectros Raman foram registrados na faixa de número de onda de 1400 a 2800 nm, em um microscópio confocal modelo Horiba LabRAM HR Evolution, fornecido pela empresa Horiba Scientific (Longjumeau, França). As amostras, com área de 40 × 20 mm<sup>2</sup>, foram depositadas numa lâmina de vidro. Para cada concentração de GNPs, uma média de quatro varreduras foi adquirida coletadaleatoriamente, a fim de garantir a homogeneidade da análise. Os resultados foram analisados usando o software LabSpec 6, da mesma empresa (Horiba Scientific).

#### IV. Elétrica

##### a. Resistência elétrica linear e condutividade elétrica

Para medir a resistência elétrica linear dos tecidos, uma picoamperímetro com fonte de tensão, modelo keithley 487 picoammeter, fornecido pela empresa Tektronix® (Oregon, Estados Unidos) foi conectado às amostras através de elétrodos condutores, aplicando uma diferença de potencial entre -0.8 e 0.8 V, com um delay de 0.1 à temperatura ambiente. Este *setup* é composto por 4 placas de cobre de 5 x 10 cm<sup>2</sup>, e distância entre elétrodos de 2 cm. As amostras possuem 10 x 10 cm<sup>2</sup> e foram inseridas entre os elétrodos. O referido keithley foi conectado a um PC com software de aquisição de dados desenvolvido em LabVIEW. Através desse experimento é possível obter a resistência elétrica através das curvas I – V (intensidade da corrente elétrica - curvas de tensão). A configuração do teste está demonstrada na Figura 42.

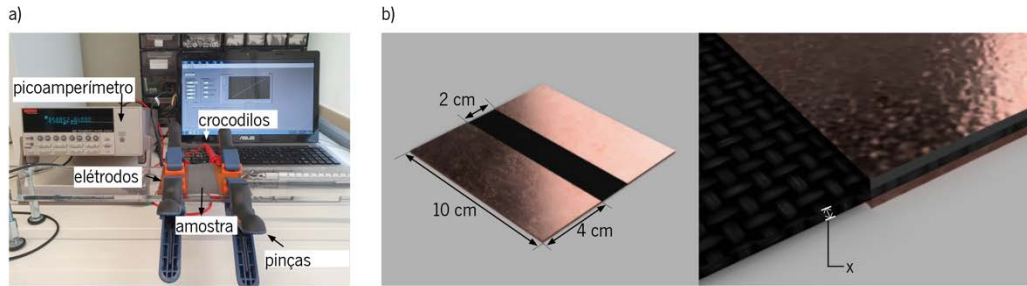


Figura 42. a) configuração do teste de resistência elétrica (curvas I-V); b) demonstração da colocação da amostra entre quatro eletrodos de cobre, onde x representa a espessura da amostra.

Após a aquisição de tais valores, foi aplicada a equação da segunda lei de Ohm:

$$R = \rho \frac{\ell}{A} \quad (9)$$

onde R representa a resistência elétrica do material [ $\Omega$ ],  $\rho$  a resistividade elétrica do mesmo [ $\Omega \cdot m$ ],  $\ell$  é o comprimento do material [m], e A a seção transversal da amostra [ $m^2$ ]. A resistividade elétrica representa a capacidade de um determinado material em resistir a um fluxo de elétrons, portanto, a condutividade elétrica, expressa em S/m, é o inverso da resistividade elétrica, conforme representado na equação de condutividade elétrica:

$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad (10)$$

Salienta-se que  $\ell$  é 0.02 m e A a espessura multiplicada pela altura da amostra. Como as amostras caracterizadas apresentam 10 x 10 cm<sup>2</sup>, a altura fixa é 10 cm, e a espessura varia de acordo com cada amostra (2%, 3%, 5%, 7% e 10% GNPs).

#### b. Comportamento Piezoresistivo

De forma subsequente, após a materialização do sensor em si, por meio da integração das camadas de tecido funcionalizado com prata e GNPs, foi analisada sua resposta elétrica mediante uma deformação mecânica. Para tanto, foram utilizados dois equipamentos em simultâneo. O primeiro é uma máquina universal de testes, dinamômetro Hounsfield, com célula de carga de 2500 N, a realizar 10 ciclos de compressão a uma velocidade de 30 mm/min nas

amostras. É de salientar que, tendo em consideração que o aperto de mão é realizado pelo contacto entre peles humanas - um biomaterial macio com topografia de superfície muito complexa que pode ser considerada como um composto multicamadas (epiderme, derme e subcutânea)- (Vilhena & Ramalho, 2016), utilizou-se uma pele artificial feita de silicone sob o sensor, 11 mm de espessura, a sofrer uma força de pressão variável entre 0 a 500 N. Tal faixa de pressão foi estabelecida fundamentada na força máxima exercida por uma mão, conforme previamente evidenciado no estado da arte desta tese.

O segundo equipamento utilizado no referido teste é um sistema de aquisição de dados composto por um circuito condicionador de sinal, uma placa de aquisição de dados, National Instruments NI-USB-6229, conectada a um PC com software de aquisição de dados desenvolvido em LabVIEW. O circuito de condicionamento de sinal é implementado usando uma configuração de amplificador não inversor com ganho dependente da resistência do sensor  $R_s$ , ao qual as amostras foram conectadas por meio de crocodilos. O procedimento de testes pode ser observado na Figura 43, onde é possível observar o posicionamento do referido sensor, e da pele artificial composta por uma camada rosa, branca e bege.

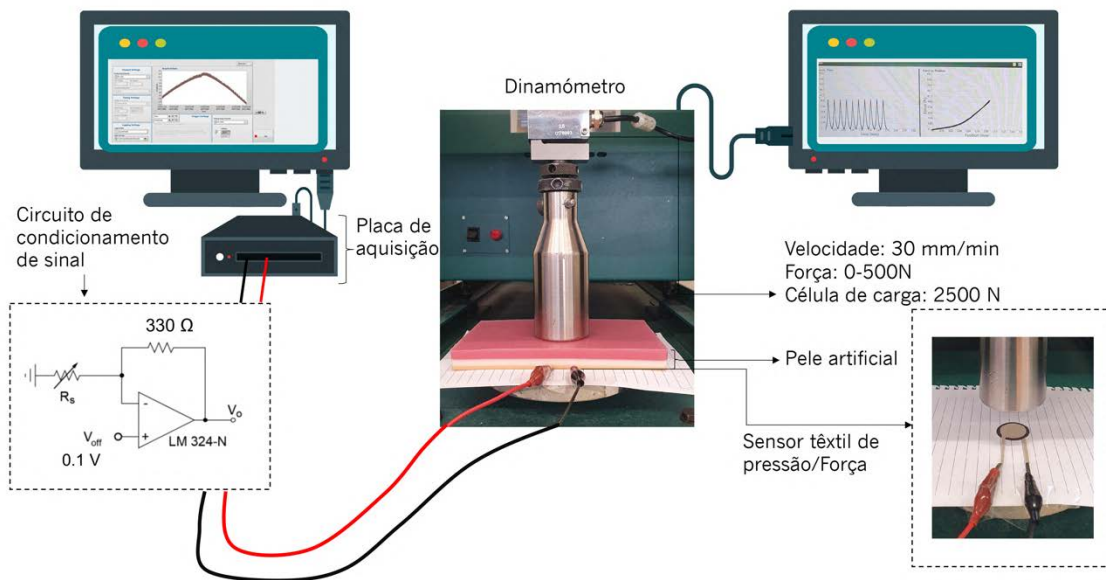


Figura 43. Procedimento de teste piezoresistivo no qual dois dispositivos são usados simultaneamente: um dinamômetro e um circuito de aquisição de sinal.

A relação entre a resistência do sensor  $R_s$  e a saída de tensão  $V_o$  é expressa pela seguinte equação a seguir:

$$V_o = V_{off} \left(1 + \frac{R}{R_s}\right) \quad (11)$$

onde  $V_o$  representa a tensão de saída [V],  $V_{off}$  a tensão de *offset* [V],  $R$  a resistência do sensor [ $\Omega$ ], e  $R_s$  a resistência de *feedback* [ $\Omega$ ], que em nosso circuito é 330  $\Omega$ . A configuração realizada nestes testes foi fundamentada em estudo anterior (Carvalho et al., 2017), e fornece alguma linearização dos valores de resistência produzidos por típicos sensores piezoresistivos sob compressão.

O processo de medição fornece dois arquivos de dados separados para os 10 ciclos de compressão realizados: os valores de força/deslocamento, provenientes do software da Máquina Universal de testes, e os sinais de tensão/tempo, provenientes do sistema de condicionamento de sinal/aquisição de dados. Outra aplicação desenvolvida em LabVIEW sincroniza os dois sinais e os processa, fornecendo dados de tensão versus força. Esses dados são divididos em 20 semi-ciclos e caracterizados de diferentes maneiras. Em particular, são calculados os coeficientes de variação (CV%) para a tensão de saída em cada valor de força. Os dados obtidos após a sincronização representam a função:

$$V_o = f(F) \quad (12)$$

onde  $V_o$  é a tensão de saída e  $F$  é a força aplicada pela máquina de teste.

Em cada amostra  $p$  desta função, o desvio padrão  $\sigma[p]$ , de  $V_o$  é calculado como:

$$\sigma(p) = \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} \frac{(V_o(i) - \overline{V_o}(p))^2}{N-1}} \quad (13)$$

com  $N$ = número de meios ciclos do teste de compressão e  $\overline{V_o}[p]$  =média da tensão de saída nos  $N$  meios ciclos na amostra  $p$ .

Finalmente, o CV% na amostra  $p$  é encontrado como:

$$CV\%(p) = \frac{\sigma(p)}{V_o(p)} \cdot 100 \quad (14)$$

Para obter a resistência média do sensor na amostra p, a equação a seguir é invertida para  $R_s$ :

$$R_s(p) = \frac{R}{\frac{V_o(p)}{V_{off}} - 1} \quad (15)$$

Por sua vez, com base nesses valores de resistência, a sensibilidade do sensor S na amostra p é calculada:

$$S(p) = \frac{\Delta R_s}{\Delta F} = \frac{R_s(p+1) - R_s(p)}{F(p+1) - F(p)} \quad (16)$$

que é representado pela unidade  $\left[\frac{\Omega}{N}\right]$ .

### 3.3.2 Eléctrodo de electroestimulação

#### 3.3.2.1 Materiais e processo de fabrico

Para o sensor de electroestimulação, utilizou-se o mesmo tecido 100 % algodão previamente descrito, assim como uma malha interlock, composta por poliamida e lycra, com 1.05 mm de espessura, e 355 g/m<sup>2</sup> de massa por unidade de superfície. A Tabela 9 apresenta as características estruturais da malha em questão.

Para constituir os eléctrodos, recorreu-se à mesma tinta condutora comercial nomeada de Silver100NP, e fornecida pela empresa NanoPaint® (Braga, Portugal).



Tabela 9. Características estruturais da malha interlock.

<b>Malha interlock</b>		
<b>Normas</b>	<b>Propriedades</b>	<b>Valores</b>
EN ISO 5084: 1999	Espessura	1.05 mm
ISO 3801	Massa por unidade de superfície	355 g/m <sup>2</sup>

Para conceber o elétrodo de electroestimulação, o método utilizado é a estampa, o mesmo processo utilizado no fabrico dos sensores de pressão. Inicialmente, definiu-se as medidas e design do sensor de electroestimulação, tendo como embasamento os dados evidenciados sobre estimulação electro cutâneos para comunicação sensorial, previamente descrito na revisão bibliográfica deste estudo, os quais indicam ser mais adequado um padrão que permita uma diminuição intencional de corrente, e que elimine desconfortáveis picadas. Assim sendo, através do software Adobe Illustrator, tais medidas foram desenhadas, mantendo uma distância entre elétrodos de 3 cm. Para além disso, duas versões de elétrodos foram projetadas: 1 versão em que a medida de 5.5 x 4 cm contém um padrão com hexágonos em três diferentes tamanhos, e uma segunda versão em que a mesma medida de 5.5 x 4 cm é toda preenchida por tinta condutora, vide Figura 44.

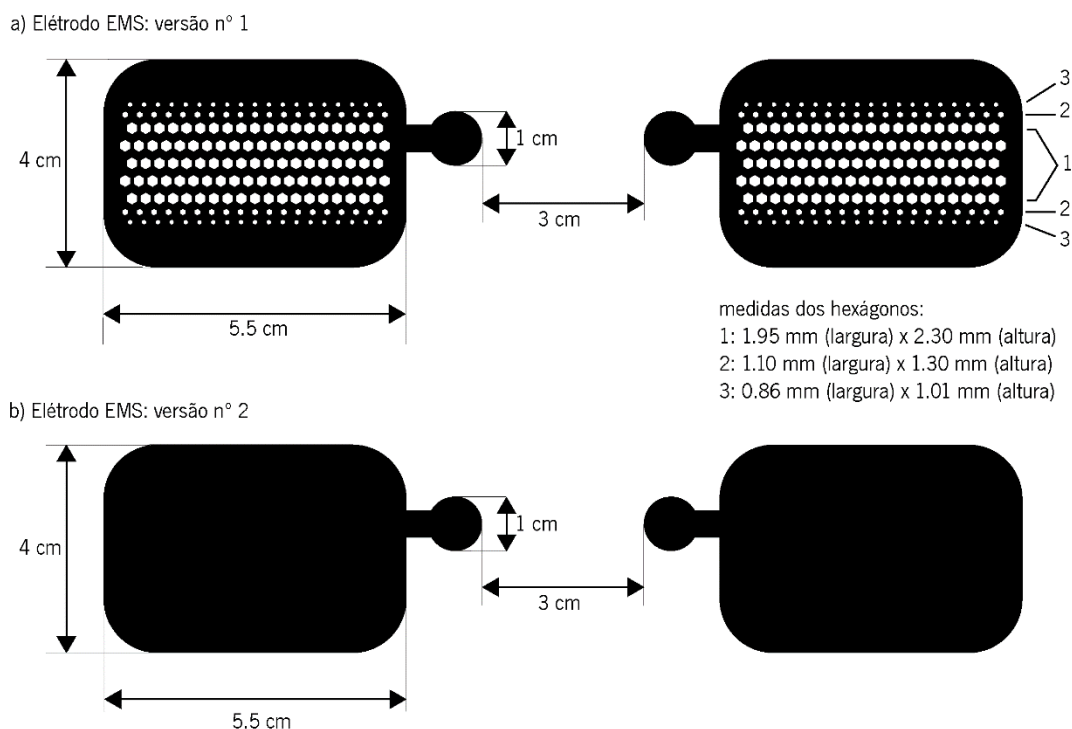


Figura 44. Desenho dos elétrodos de electroestimulação e suas respetivas dimensões: a) sensor EMS com padrões de hexágonos; b) sensor EMS sem padrão interno.

Os referidos desenhos foram gravados em uma tela com 120 TPIs (*threads per inch*), conforme indicado pelo fabricante da tinta. Na sequência, a tinta de prata foi depositada sobre a tela, e dispersa no tecido e na malha através da mesa de estampar, modelo Johannes Zimmer, a uma velocidade de 30 mm/seg. Posteriormente, as amostras foram secas por 10 minutos, a 120 °C, no tapete de secagem modelo S. Roque. O método de estampar está ilustrado na Figura 45.



Figura 45. Esquema que ilustra o processo de estampar dos eletrodos EMS, conhecido como serigrafia.

De forma resumida, tal abordagem gerou 4 amostras distintas: 2 eletrodos de EMS em base de tecido (EMS.T.1 e EMS.T.2), e 2 eletrodos EMS em base de malha (EMS.M.1 e EMS.M.2), que se encontram devidamente nomeados na Tabela 10 abaixo.

Tabela 10. Referências atribuídas aos sensores de electroestimulação desenvolvidos.

Sensores EMS	Substrato	
	Tecido	Malha
Elétrodo versão nº 1 (padrão hexágono)	EMS.T.1	EMS.M.1
Elétrodo versão nº 2 (padrão inteiro)	EMS.T.2	EMS.M.2

### 3.3.2.2 Métodos de caracterização

#### I. Estrutural

Tal como a caracterização dos sensores de pressão, procedeu-se com a medição da espessura, na escala de [mm], onde foram realizadas 10 medições, em regiões diferentes das amostras, para assegurar um valor homogêneo.

#### II. Morfológica

Imagens de microscopia do tecido e da malha, com e sem a presença da tinta de prata, foram obtidas por meio de um microscópio com uma Leica DM750M acoplada a uma câmara digital de alta definição MC170 HD (Wetzlar, Alemanha).

#### III. Físico-química

A Reflectância Difusa do Estado Fundamental (GSDR), foi realizada nos substratos têxteis (tecido e malha) com e sem funcionalização, com o objetivo de identificar a presença da Ag. Os registos foram feitos na faixa de comprimento de onda de 200 a 800 nm, a partir de um espectrofotômetro UV-2600 (Shimadzu), com o detetor IRS 2600 Plus. O equipamento foi calibrado com sulfato de bário em branco no modo reflectância total. Cada amostra foi analisada em três locais diferentes para garantir a sua homogeneidade. Posteriormente, a função de remissão ( $F(R)$ ) foi calculada de acordo com a Equação (8) previamente descrita.

A Espectroscopia no Infravermelho com Transformada de Fourier e Reflectância Total Atenuada (ATR-FTIR), foi realizada com o objetivo de analisar a composição química das amostras funcionalizadas com prata. O equipamento utilizado foi o IRAffinity-1S, SHIMADZU (Kyoto, Japão), no modo de transmitância, através de uma célula de cristal ATR de diamante, por acúmulo de 45 varreduras com resolução de  $4\text{ cm}^{-1}$ , na faixa de  $400\text{ a }4000\text{ cm}^{-1}$ . As amostras foram analisadas 3 vezes em locais diferentes, a fim de garantir uma varredura homogênea.

#### IV. Elétrica

Os elétrodos têxteis para serem inseridos em sensores de electroestimulação foram caracterizados de modo a averiguar seus valores de resistência ( $\Omega$ ), e condutividade elétrica (S/m), assim como o seu comportamento à impedância eletrodo-pele.

##### a. Resistência elétrica linear e condutividade elétrica

Os ensaios foram conduzidos tendo como base a norma DIN EN 16812, “Determinação da resistência elétrica linear de têxteis e produtos têxteis eletricamente condutores”. Esse é um procedimento que utiliza o método Kelvin de medição que engloba quatro elétrodos, quatro fios e uma fonte de corrente contínua (DC). Em tal procedimento, uma fonte elétrica fornece uma corrente contínua, e um voltímetro mede as tensões. Desse modo as resistências dos condutores das pontas de prova são eliminados do processo de medição. Estes poderão ser significativos se o mesurando apresentar valores baixos de resistência (na ordem dos valores de resistência dos próprios condutores).

Para tal, cinco réplicas de cada amostra foram devidamente condicionadas por 24 horas, livres de tensão, em condições climáticas controladas (20 °C e 65% de humidade relativa de acordo com a norma EN ISO 139, na câmara ambiental Aralab ClimaPlus IV). Na sequência, cada qual foi posicionada em uma estrutura plana de acrílico, encoberta por quatro elétrodos de cobre (4 x 10 cm), a manter uma distância entre eletrodo de 2.5 cm (10 vezes a espessura da amostra). De acordo com a supracitada norma, as amostras de tecido foram mantidas a uma pré tensão constante recomendada de 2 N, para substratos têxteis que possuem < 200 g/m<sup>2</sup>, e de 5 N para as malhas, através do aparelho dinamómetro *Pesola® LightLine*, com uma escala de 1000 g, que as prendia por um sistema de pinças. A Figura 46 ilustra o *setup* descrito.

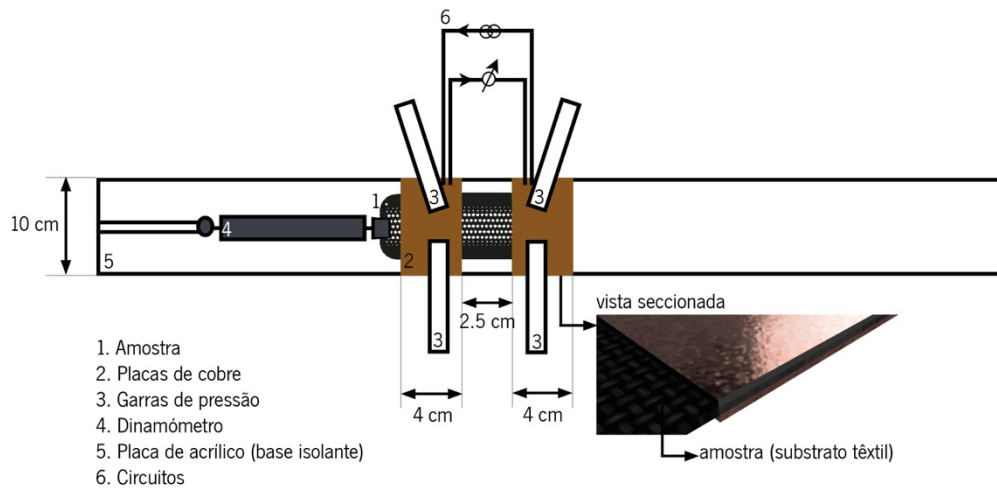


Figura 46. Esquema ilustrativo do Setup construído para o ensaio de resistência elétrica linear do substrato funcionalizado com Ag.

Os aparelhos de teste utilizados em tal experimento foram: DC TENMA 72-8695 como fonte de alimentação, o multímetro Fluke 45 Dual Display, e o multímetro digital LG DM-311. A fonte CC e o multímetro Fluke foram conectados em série e presos com pinças tipo “jacaré” a um eletrodo na extremidade. A tensão de 4.8 V foi definida e regulada na fonte de alimentação. O multímetro Fluke mede a corrente [A], seleciona a faixa apropriada automaticamente e a unidade do valor de medição é indicada no visor. O multímetro LG conectado aos dois eletrodos com pinças “jacaré”, mede a tensão e mostra o valor medido em mV ou V.

Após a referida montagem e a devida fixação das amostras, a tensão é medida cinco vezes em um minuto, se o valor permanecer constante em dois dígitos significativos, o mesmo é anotado. Essa medição é feita mais duas vezes para a mesma amostra, com um intervalo de 1 minuto entre as medições. Para o cálculo da resistência elétrica (R) e da resistência elétrica linear ( $R_L$ ), são utilizadas a equação da primeira lei de Ohm:

$$R = \frac{U}{I} \quad (17)$$

e de regressão linear simples:

$$R_L = \frac{R}{d} \quad (18)$$

onde  $R$  é a resistência elétrica [ $\Omega$ ],  $U$  é a voltagem expressa em [ $mV$ ],  $I$  é a corrente [ $mA$ ],  $R_L$  é a resistência linear expressa em [ $\Omega/m$ ], e  $d$  a distância entre elétrodos, que neste caso é 0.025 m.

#### b. Impedância eletrodo-pele

Para os ensaios de impedância eletrodo-pele, 8 voluntários foram recrutados, 3 mulheres com 30, 32 e 67 anos de idade, e 5 homens com idades entre 34 e 42 anos. A escolha compreendeu uma gama distinta de corpos, tendo em consideração a importância de validar o sensor de maneira mais inclusiva. Todos os voluntários assinaram um consentimento por escrito para a gravação e processamento de dados de acordo com as leis locais de proteção à privacidade (o referido consentimento está em anexo à esta tese). Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais<sup>9</sup>) foram testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) foram reutilizados - seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, foram descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais utilizados possuem a mesma área dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante (Axelgaard<sup>®</sup>), esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas<sup>10</sup>.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio foi randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário foi limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos foram posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo foram devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele. A Figura 47 apresenta o modo de fixação de ambos os elétrodos.

---

<sup>9</sup> Modelo USX2020

<sup>10</sup> Site do fabricante, visitado em 5 de outubro de 2021: [www.axelgaard.com/es/productos/electrodos/ultrastim/wire](http://www.axelgaard.com/es/productos/electrodos/ultrastim/wire)

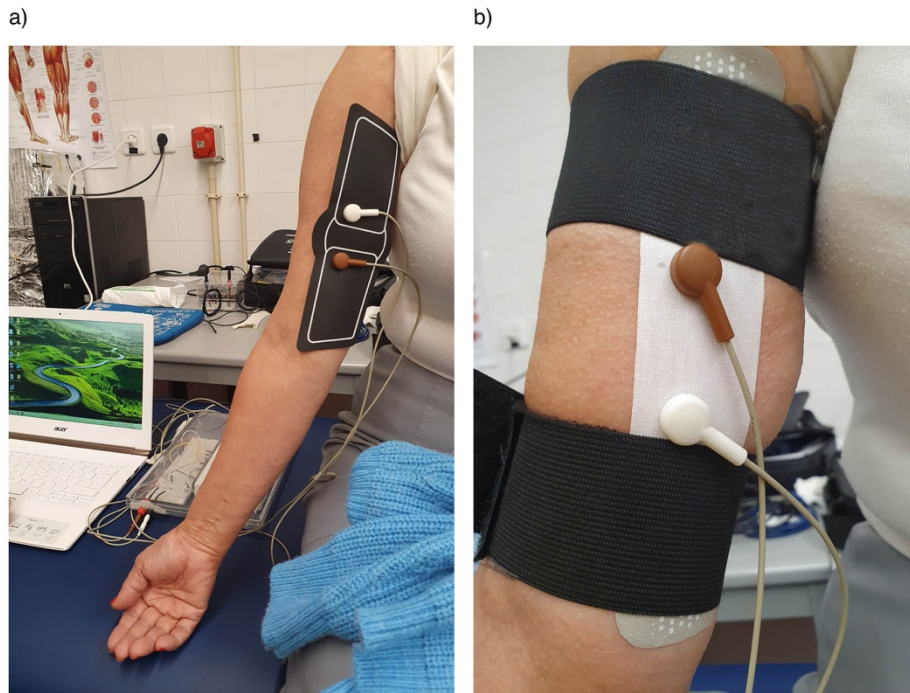


Figura 47. a) voluntária a realizar o ensaio com o sensor de gel convencional; b) voluntária a realizar o ensaio com o EMS.T.1, devidamente fixado por elástico.

Para cada par de elétrodo, a impedância foi medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições foram feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Foi utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância elétrodo-pele ( $Z_{e-s}$ ) foi calculado a partir da seguinte impedância elétrodo-pele:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}} \quad (19)$$

O valor de impedância de referência  $Z_{ref}$  é determinado utilizando um analisador de impedância. Este medidor de impedância portátil foi calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores foram avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este ensaio foi fundamentado em estudos prévios (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais foram adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

## V. Conforto (respirabilidade e atrito)

Para o bom funcionamento de um elétrodo de electroestimulação, é essencial o apropriado contacto do mesmo com a pele. Entretanto, para além da conformabilidade da estrutura têxtil se apresentar como uma mais valia para a construção de elétrodos flexíveis e vestíveis, é essencial que as suas propriedades de respirabilidade não sejam afetadas de maneira a não gerar desconforto ou até mesmo feridas na pele, como as Úlceras de Pressão. Portanto, as propriedades de Permeabilidade ao Ar e ao Vapor de Água das amostras funcionalizadas com tinta de prata foram caracterizadas. Para além disso, procedeu-se a ensaios de Coeficiente de Atrito Estático e Cinético.

Para os ensaios de Permeabilidade ao Ar, a norma seguida foi a ISO 9237: Permeabilidade ao Ar de Tecidos, e os parâmetros de pressão seguiram as instruções para caracterização de têxteis técnicos e funcionais. Para tal, 10 espécimes de cada sensor (no seu tamanho real), foram submetidas a uma pressão de 200 Pa, no equipamento permeabilímetro TEXTTEST FX 3300. Este equipamento permite medir tal parâmetro em l/m<sup>2</sup>/s.

Para os ensaios de Permeabilidade ao Vapor de Água, a norma seguida foi a BS 7209: Permeabilidade ao Vapor de Água em Tecidos para Roupas. 3 espécimes de cada amostra (tamanho original dos sensores) foram inseridos em recipientes circulares com área exposta de 0.0004m<sup>2</sup>. Cada recipiente a conter 46 ml de água destilada, foi submetido a uma movimentação controlada no equipamento permeabilímetro, sob condições isotérmicas. As amostras foram pesadas 1 hora após o início do ensaio e ao fim de 24 horas. O objetivo deste ensaio é determinar a Permeabilidade ao Vapor de Água (WVP) de tecidos em g/m<sup>2</sup>/dia, determinada pela equação de Permeabilidade ao Vapor de Água, do inglês *Water Vapor permeability* (WVP):

$$WVP = \frac{24W}{At} \quad (20)$$

em que W representa a massa do vapor de água [g], A a área interna do copo de medição [m<sup>2</sup>], e t o tempo entre as pesagens [s]. De forma subsequente é calculado o coeficiente de Permeabilidade ao Vapor de Água (CP-V água), pela equação de Coeficiente de Permeabilidade ao Vapor de água (CP-V água):



$$CP - \text{V\acute{a}gua} = \frac{WVP_f}{WVP_r} \times 100 \quad (21)$$

sendo que  $WVP_f$  representa a Permeabilidade ao Vapor de \u00e1gua do esp\u00e9cime a ensaiar, e  $WVP_r$  a Permeabilidade ao Vapor de \u00c1gua do esp\u00e9cime de refer\u00eancia.

O Coeficiente de Atrito foi realizado com base no artigo (M. Lima et al., 2005). Este ensaio consiste na coloca\u00e7\u00e3o de uma amostra na base do equipamento FRICTORQ, desenvolvido pela Universidade do Minho (Guimar\u00e3es, Portugal), de modo a ficar fixo. Posteriormente, um sensor, que \u00e9 colocado sobre a amostra, realiza movimento rotacional sobre ele mesmo, para avaliar o atrito que existe entre o sensor e amostra, dessa forma calcula-se o coeficiente de atrito est\u00e1tico e cin\u00e9tico. Para este ensaio foram realizadas 5 r\u00e9plicas.

### 3.3.3 Sensor de temperatura

Tendo em considera\u00e7\u00e3o o tempo dispon\u00edvel para a realiza\u00e7\u00e3o dos trabalhos pr\u00e1ticos a serem desenvolvidos nesta tese, e as especificidades e vari\u00e1veis que envolvem o desenvolvimento de sensores e el\u00e9trodo, optou-se por utilizar um sensor de temperatura comercial. O sensor escolhido foi o modelo MLX90614, produzido pela empresa Melexis (Ypres, B\u00e9lgica). Trata-se de um sensor de dete\u00e7\u00e3o por infravermelhos com tamanho reduzido, baixo consumo de energia, alta integra\u00e7\u00e3o, alta sensibilidade, alta confiabilidade e utilizado para medi\u00e7\u00e3o de temperatura corporal, podendo medir a temperatura ambiente com alta precis\u00e3o e sem contacto. A Figura 48 indica o sensor de temperatura em quest\u00e3o, assim como informa uma rela\u00e7\u00e3o de perspetiva de tamanho. A Tabela 11 apresenta os par\u00e2metros de desempenho do supracitado sensor. A folha de dados do mesmo encontra-se em anexo.

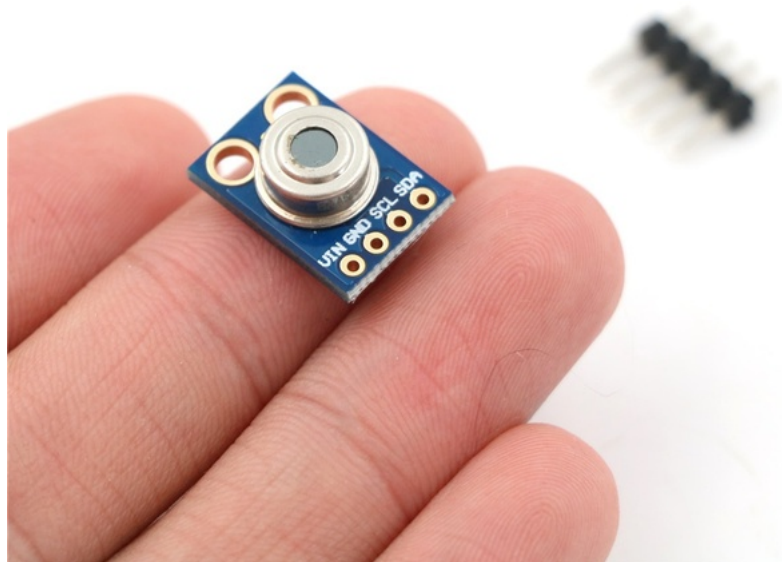


Figura 48. Sensor de temperatura modelo MLX90614, e a sua perspectiva de tamanho.

Tabela 11. Parâmetros de desempenho

<b>Tensão de alimentação</b>	3 ou 5V
<b>Intervalo de temperatura</b>	-40° a +125 ° C
<b>Resolução de medição</b>	0.5 ° C

## 4 CAPÍTULO IV | Resultados e discussão

O capítulo que se inicia objetiva apresentar os resultados alcançados quanto a materialização das peças vestíveis, dos sensores desenvolvidos de forma individualizada, assim como do sistema de *feedback* proposto a integrar os supracitados sensores.

### 4.1 Peça vestível com prótese integrada

O design circular concebido teve como objetivo materializar peças vestíveis seccionáveis que fossem um meio de corporificar próteses de membro superior. O mesmo foi produzido de acordo com os preceitos descritos no tópico “Estrutura da peça vestível e impressão da prótese”, cujo resultado se distingue por serem 2 peças de vestuário distintas. Na primeira versão, apenas parte dos nichos foram usados para montar um casaco. A Figura 49 apresenta a vista superior da peça vestível nº1, a Figura 50 evidencia a flexibilidade do material impresso a mimetizar um “têxtil”, a Figura 51 evidencia a peça em um manequim, a Figura 52 e Figura 53 , comprovam a integração da prótese no primeiro modelo.

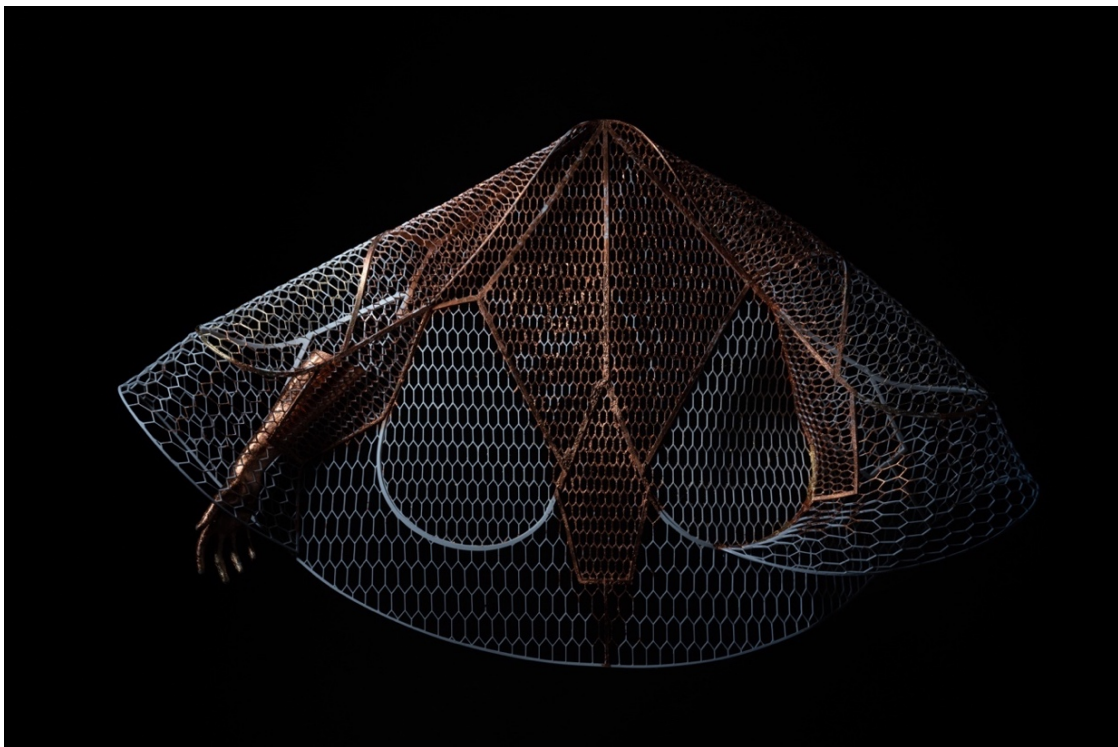


Figura 49. Peça vestível nº1, impressa em filamento flexível, com aplicação de folha de ouro e cobre.

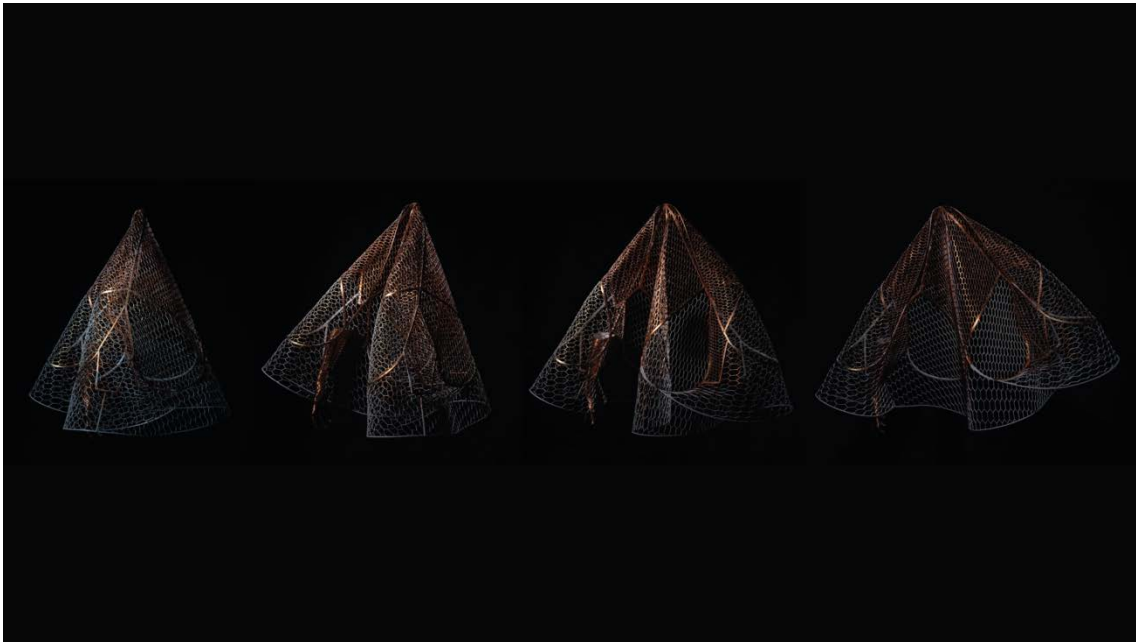


Figura 50. O "Tecido" impresso em filamento flexível, com padrão de colmeia.



Figura 51. Peça vestível n°1 com prótese estética integrada.

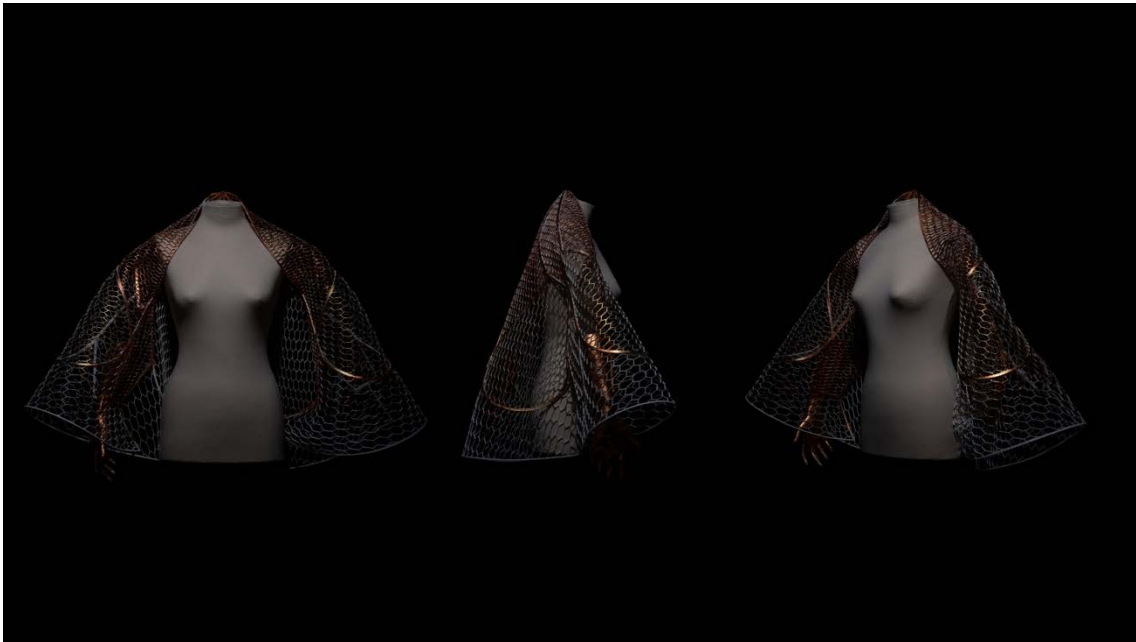


Figura 52. Diferentes ângulos da peça vestível nº1 com prótese estética integrada.



Figura 53. Prótese estética integrada à peça vestível nº 1.

Na segunda versão, todos os nichos que formam a circunferência foram usados, e a montagem resultou em uma espécie de manto. Figura 54 apresenta a vista superior da peça vestível nº 2, a Figura 55 valida a integração da prótese mecânica na supracitada peça vestível, a Figura 56 revela o caimento da peça em um corpo, e a Figura 57 apresenta a parte de trás do manto.



Figura 54. Peça vestível n° 2 com prótese mecânica integrada.

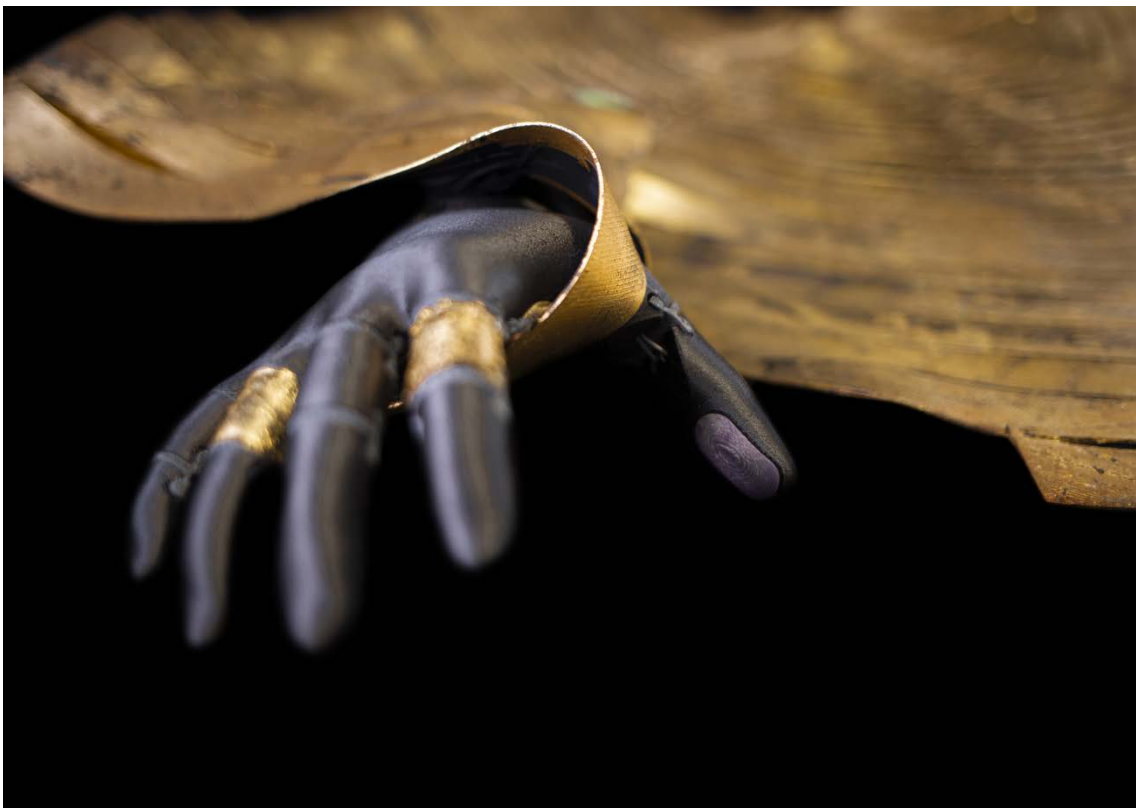


Figura 55. Prótese mecânica integrada à peça n°2.

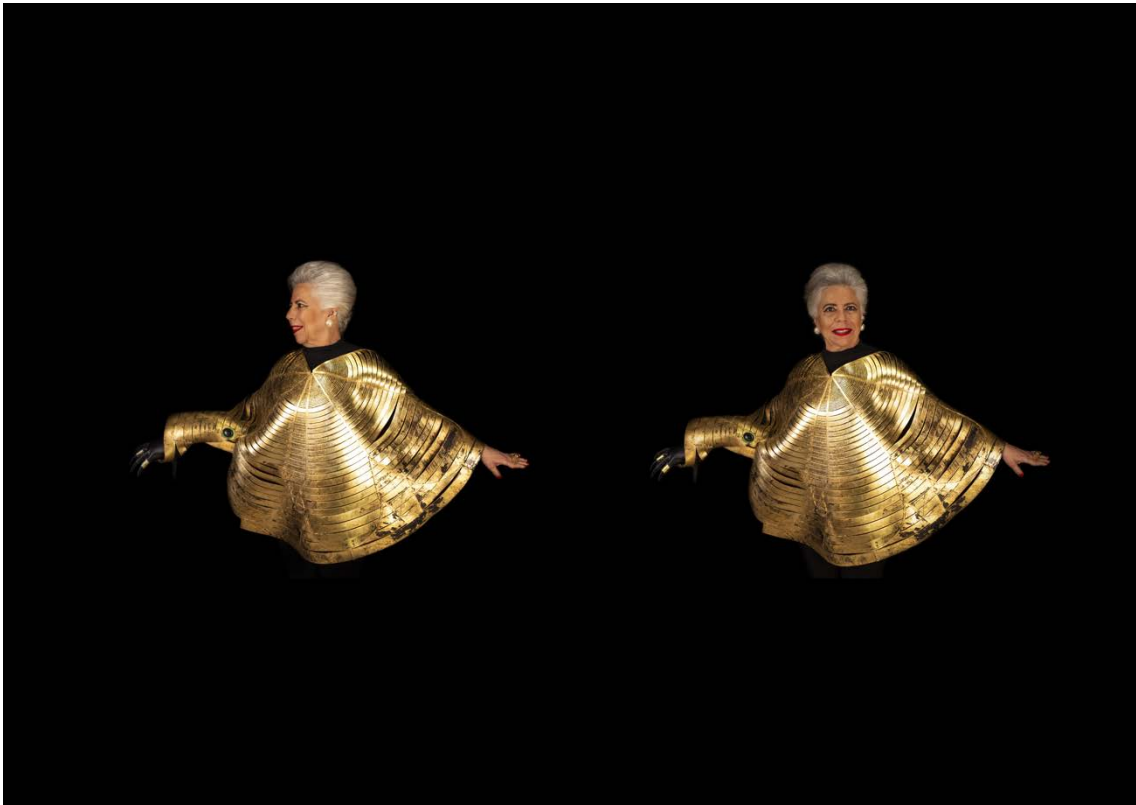


Figura 56. Peça vestível n°2, com prótese mecânica integrada, frente.

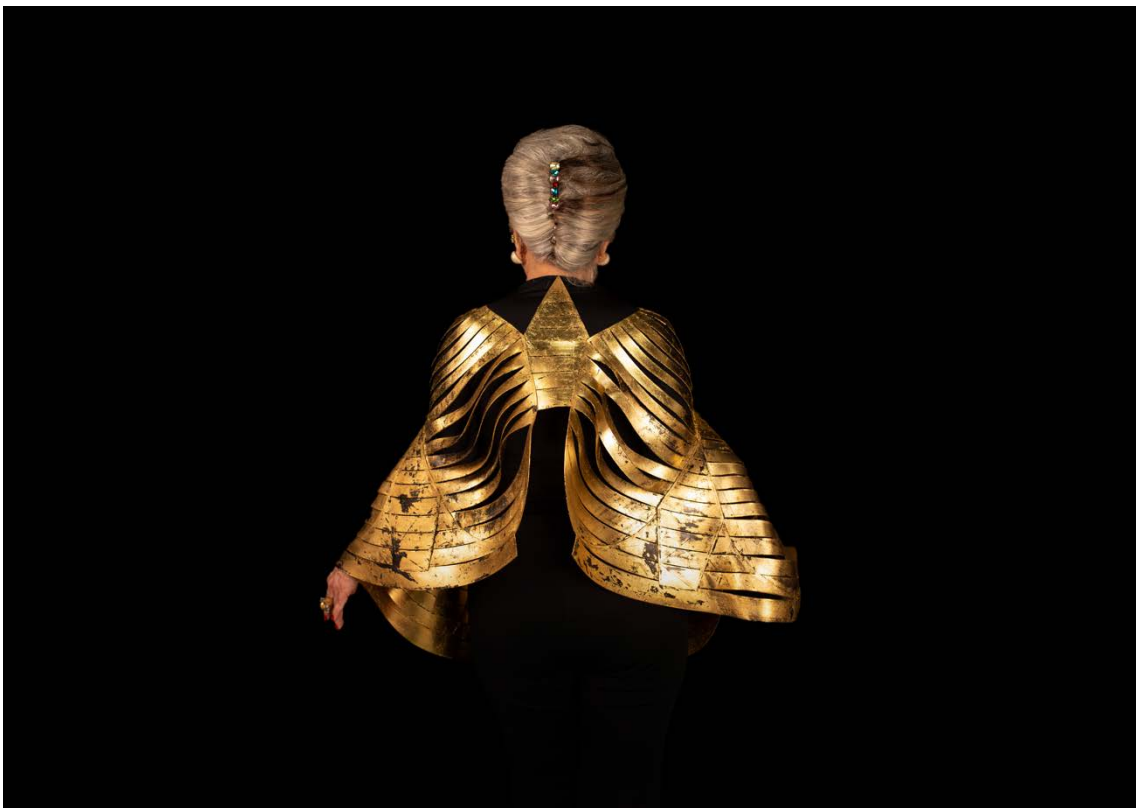


Figura 57. Peça vestível n°2, com prótese mecânica integrada, costas.

Vestir é tecnologia: absorve as últimas descobertas e incorpora soluções cada vez melhores para nossas necessidades físicas e psicológicas (Ryan, 2016). Tal afirmação corrobora o resultado apresentado neste tópico. Por meio da manufatura aditiva, foi possível materializar um design de vestuário múltiplo a sustentar um dispositivo médico. Entretanto, juntos assumem um novo papel, que se desloca do campo da medicina e se aproxima do campo estético.

## 4.2 Sensor e eletrodo de base têxtil

Os tópicos e subtópicos subsequentes apresentarão os resultados inerentes ao sensor de pressão, e ao eletrodo têxtil.

### 4.2.1 Sensor de pressão

#### 4.2.1.1 Morfológica e estrutural

A primeira parte dos resultados caracteriza os substratos têxteis dopados com diferentes concentrações de GNPs. Tais tecidos serão integrados como camada ativa do sensor e, para tal, é importante identificar a concentração de GNPs que permita, ao mesmo tempo, a criação de um caminho consistente para o fluxo de elétrons e não comprometa as propriedades mecânicas intrínsecas de um substrato têxtil. Os tecidos 100% CO sem qualquer tipo de funcionalização, dopados apenas com a matriz polimérica (aqui definida como amostra controle), assim como com a inserção de diferentes concentrações de GNPs, foram analisados em escalas visuais distintas. Através da Figura 58 a) e b) é possível observar revestimentos homogêneos a preservar a estrutura conformável e flexível dos substratos têxteis.



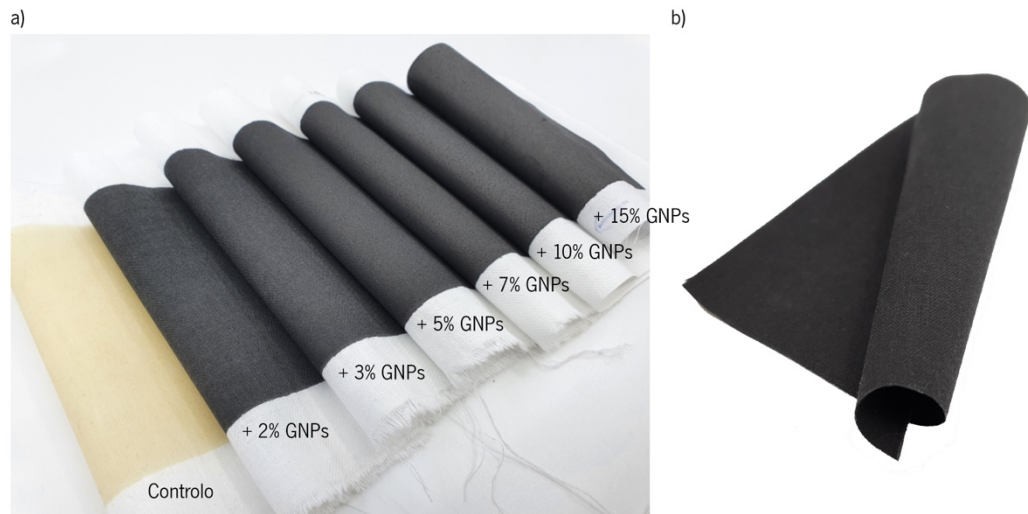


Figura 58. a) imagens das amostras funcionalizadas com diferentes % de GNPs e da amostra controlo; b) amostra revestida com 15% de GNPs.

A Figura 59 apresenta a frequência de entrelaçamento dos fios no tecido tafetá 100% CO, espaçamento entre a teia e trama de aproximadamente  $200\ \mu\text{m}$ , e fibras com um diâmetro de  $20\ \mu\text{m}$ , dados que estão em consonância com estudos prévios (French & Kim, 2018). Após o processo de funcionalização, a partir das imagens obtidas nas escalas de  $1\ \text{mm}$  e  $200\ \mu\text{m}$  é possível observar que a partir da adição de 5% de GNPs o revestimento passa a criar um caminho consistente de material condutor sobre os tecidos, vide Figura 60 b) e c). Com o aumento da concentração de GNPs para 10%, é notório que a tinta aplicada cobriu de forma abrangente a trama e teia do substrato, especificamente, na Figura 60 c) escala  $200\ \mu\text{m}$ , nota-se que os espaços vazios proporcionados pelo entrelaçamento da teia e da trama, foram cobertos. As imagens mais ampliadas ( $100\ \mu\text{m}$  e  $20\ \mu\text{m}$ ) revelaram boa dispersão entre a matriz polimérica e as GNPs, assim como adequada distribuição das GNPs entre as fibras, para as amostras com 5% e 10% do material condutor. Por outro lado, a Figura 60 a) mostrou que com 2% de GNPs, a cobertura das fibras se deu, maioritariamente, pela matriz polimérica. Portanto, o espaçamento das GNPs nesta referida amostra, pode comprometer a eficácia da sua resposta elétrica.

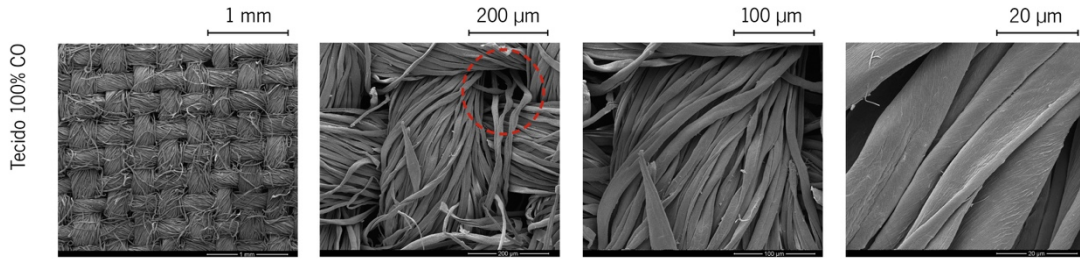


Figura 59. SEM do tecido tafetá 100% CO em diferentes magnitudes, nomeadamente, 1mm, 200  $\mu\text{m}$ , 100 $\mu\text{m}$  e 20  $\mu\text{m}$ .

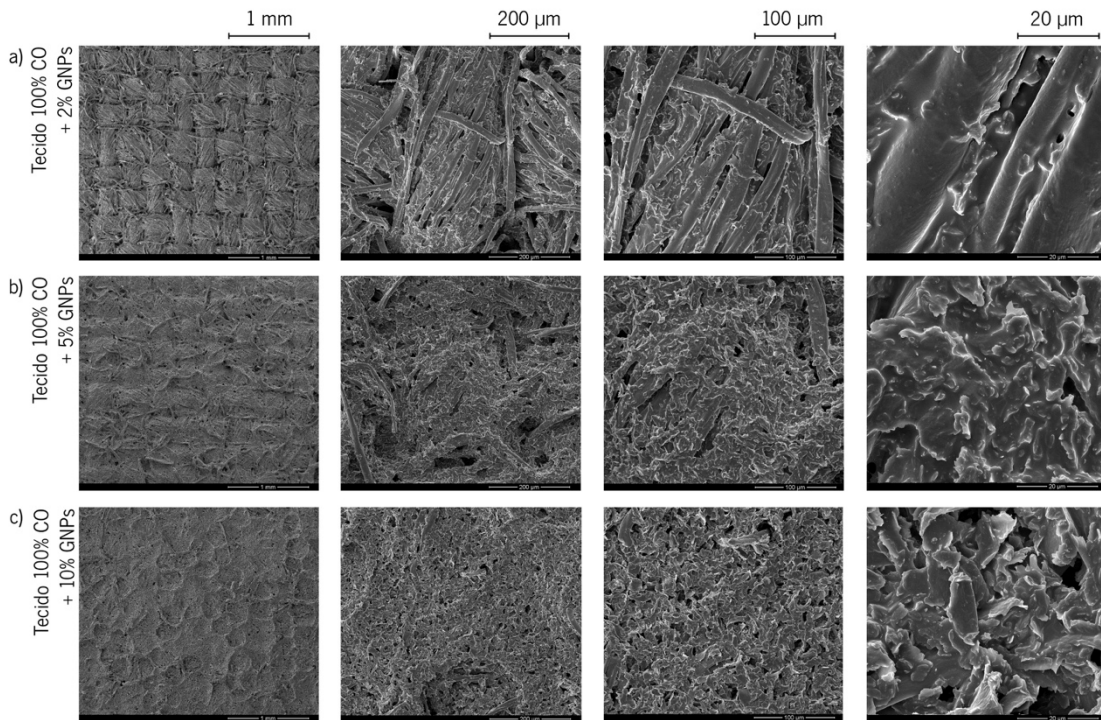


Figura 60. SEM das amostras funcionalizadas em diferentes magnitudes, nomeadamente, 1mm, 200  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$  e 20  $\mu\text{m}$  para: a) tecido 100% CO + 2% GNPs; b) tecido 100% CO + 5% GNPs; c) tecido 100% CO + 10% GNPs.

No que toca à espessura das amostras, a deposição de uma pasta composta somente pela matriz polimérica, ou seja, sem a adição de GNPs, alterou a espessura da mesma em 12%, e tal valor se manteve constante após a adição de até 5% de GNPs. A partir de 7% de GNPs a espessura altera de 0.28 mm para 0.29 mm, e com a adição de 10% de GNPs há um acréscimo de 20% na espessura final da amostra quando comparada ao tecido 100% algodão. Tais espessuras são superiores ao típico valor de 0.25 mm encontrado nos polímeros utilizados nos sensores FSR (Fraden, 2004). Entretanto, é de salientar que neste estudo, nos referimos a um substrato têxtil que, de antemão, possui valor de espessura inicial superior. A Tabela 12 apresenta os valores de espessura das supracitadas amostras.

Tabela 12. Espessura das amostras sem funcionalização, com a matriz polimérica e funcionalizadas com diferentes concentrações de GNPs.

<b>Amostra</b>	<b>Espessura (mm)/ desvio padrão</b>
Tecido 100% CO	0.25 / 0.011
Tecido 100% CO + matriz polimérica	0.28 / 0.009
Tecido + 2% GNPs	0.28 / 0.005
Tecido + 3% GNPs	0.28 / 0.005
Tecido + 5% GNPs	0.28 / 0.004
Tecido + 7% GNPs	0.29 / 0.004
Tecido + 10% GNPs	0.30 / 0.006
Tecido + 15% GNPs	0.35 / 0.028

#### 4.2.1.2 Físico-química

A Figura 61 apresenta as funções de remissão de Kubelka-Munk dos substratos de algodão sem qualquer funcionalização, funcionalizados com a matriz polimérica (amostra controlo), e revestidos com as soluções em diferentes % de GNPs. Os tecidos funcionalizados a partir de 3% de GNPs apresentam zona de absorção no espectro UV-visível, característica de materiais com estrutura gráfica. Os picos a 232 nm, 242 nm, 245 nm, 250 nm e 250 nm, que correspondem, respetivamente, às amostras dopadas com 3%, 5%, 7%, 10% e 15% de GNPs, são atribuídos à transição  $\pi \rightarrow \pi^*$  da ligação aromática C - C, como indica a literatura (Çiplak et al., 2015). Para 3% de GNPs, o pico se apresenta da maneira fraca, mas ganha força a partir de 5% de GNPs. Também é possível observar que, para as amostras com GNPs em sua estrutura há uma diminuição gradual da intensidade da banda de absorção proporcional ao aumento da % de GNPs. Essa diminuição na intensidade de absorção está relacionada a um aumento na banda de reflectância. Tal fenómeno pode ser justificado pela presença das GNPs nos tecidos, visto que são pigmentos em nano escala com alto índice de refração ( $n: 2.6-3$ )(G. Zhang et al., 2012). Esses dados para além de confirmarem a incorporação das referidas nano placas nos substratos têxteis, sugerem que a partir de 5% de GNPs, há uma melhor dispersão do material condutor.

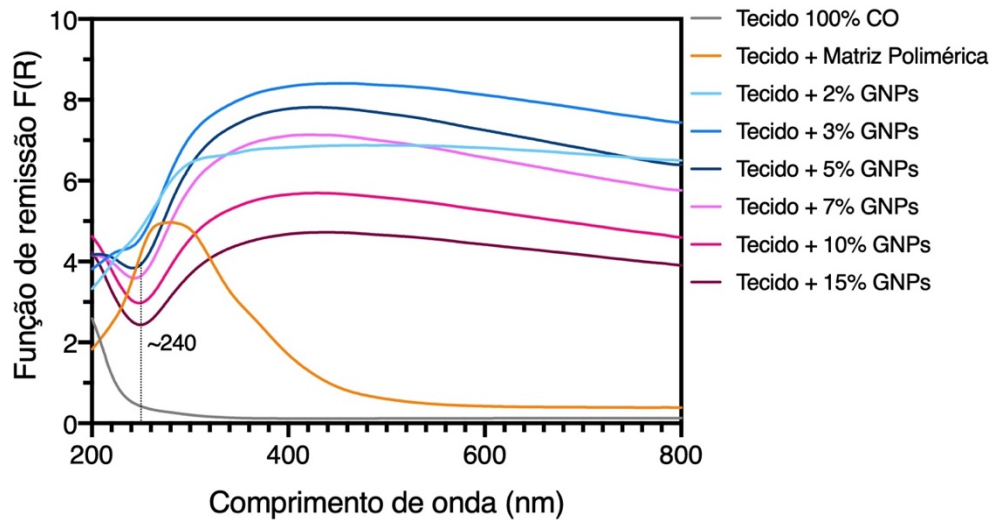


Figura 61. GSDR espectro do tecido 100% CO, tecido com a base polimérica, e de todas as malhas funcionalizadas com diferentes % de GNPs.

A espectroscopia Raman é um método de análise qualitativo e quantitativo, que permite obter informações a respeito da estrutura e qualidade das nanopartículas, assim como do seu grau de dispersão. O mesmo é amplamente utilizado e elegido para a caracterização de materiais à base de carbono, tendo em consideração que bandas que são fracas e inativas no infravermelho, como aquelas referentes às vibrações de alongamento dos grupos funcionais C=C, no espectro Raman, exibem bandas significativas (Socrates, 2001). Desta forma, a Figura 62, ao apresentar os espectros da amostra controlo, do pó de GNPs e de uma amostra revestida com GNPs, destaca as três bandas características dos materiais a base de carbono, nomeadamente, D, G e 2D.

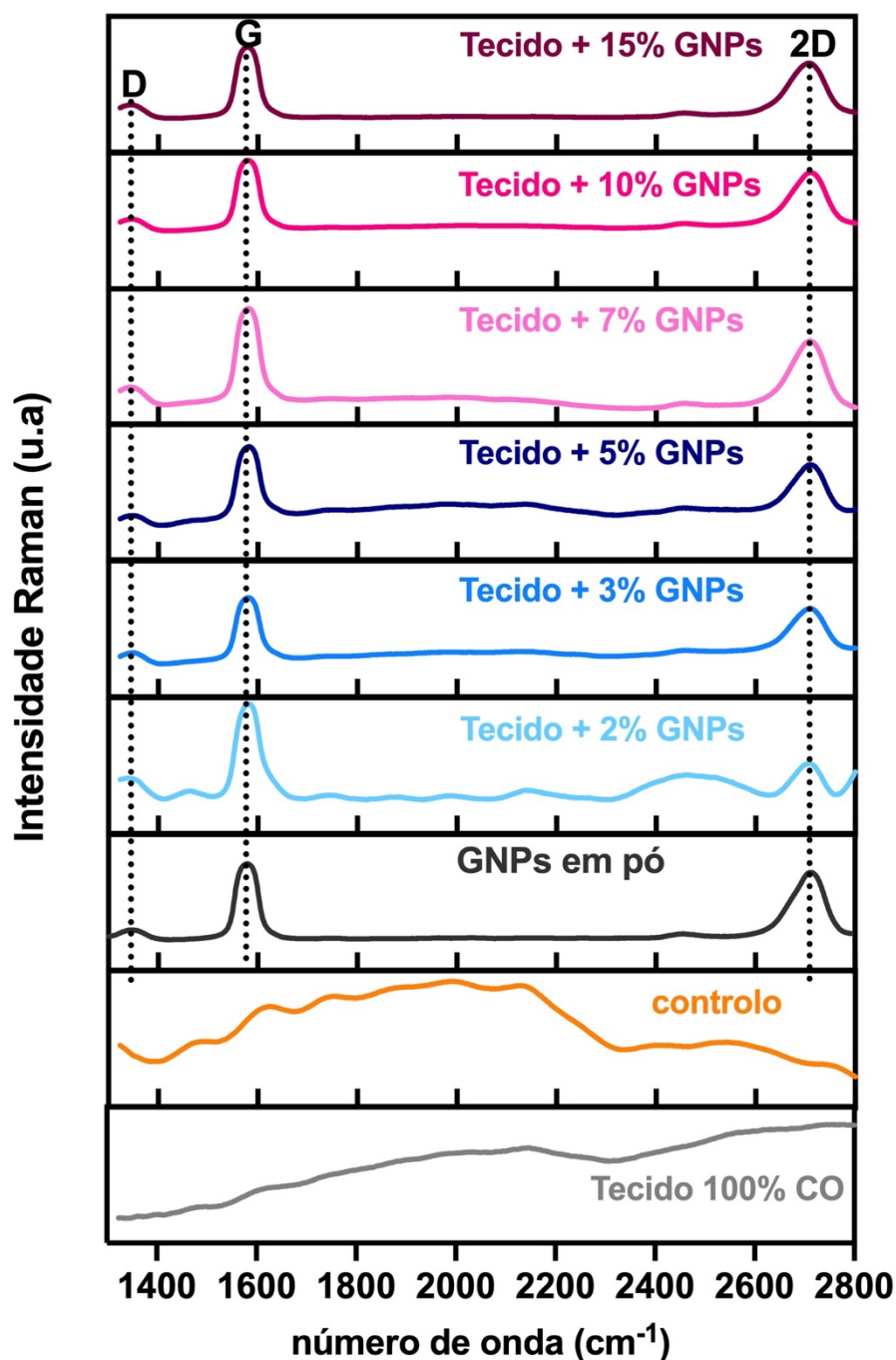


Figura 62. Espectros Raman da amostra controlo (cor tangerina), GNPs em pó (cor preto), e amostra de tecido funcionalizada com diferentes % de GNPs.

A banda D está relacionada ao nível de defeitos das estruturas, pois fornece informações sobre a desordem química que ocorre devido a presença da hibridização  $sp^3$  do carbono (Tanevska et al., 2009). A banda G está relacionada à presença da hibridização  $sp^2$  das vibrações planas dos átomos de carbono (Shazali et al., 2018). Por outro lado, a banda 2D refere-se diretamente ao grafite, e fornece informações sobre o número de folhas a constituir as GNPs (Francavilla et al., 2021). No espectro relativo ao pó de GNPs, os picos D, G e 2D foram identificados, respetivamente,

em aproximadamente  $1350\text{ cm}^{-1}$ ,  $1580\text{ cm}^{-1}$  e  $2700\text{ cm}^{-1}$ . Tal resultado está em consonância com estudos prévios que utilizam as nanopartículas em questão (Román-Manso et al., 2015; Shazali et al., 2018).

Outras informações podem ser obtidas através da relação direta entre a intensidade dos picos. Neste sentido, procedeu-se com os cálculos ID/IG e I2D/IG, para o espectro do pó de GNPs. Dito isso, o valor de 0.13 foi identificado para a relação ID/IG do pó de GNPs, o que indica poucos defeitos estruturais no material utilizado em nossas amostras, uma vez que o pico D é significativamente inferior ao pico G. Para além, o valor de 0.88 foi encontrado para I2D/IG, o que sugere que o material utilizado é composto, maioritariamente, por multicamadas de grafeno. A Tabela 13 apresenta a relação ID/IG e I2D/IG para todas as amostras dopadas com GNPs.

Tabela 13. Relação ID/IG e I2D/IG para as amostras funcionalizadas com GNPs em diferentes %.

<b>Amostra</b>	<b>ID/IG</b>	<b>I2D/IG</b>
GNPs em pó	0.13	0.88
Tecido + 2% GNPs	0.22	0.44
Tecido + 3% GNPs	0.22	0.59
Tecido + 5% GNPs	0.15	0.79
Tecido + 7% GNPs	0.19	0.67
Tecido + 10% GNPs	0.21	0.84
Tecido + 15% GNPs	0.22	0.80

Assim, destaca-se que todas as amostras funcionalizadas com diferentes concentrações de GNPs, apresentam em seu espectro os mesmos referidos picos do pó de grafeno, conforme observado na Figura 62. Salvaguarda-se a amostra com 2% de GNPs, que, embora também apresente os supracitados picos, ainda conta com a forte presença dos picos referentes à matriz polimérica. Tal resultado está em corroboração com as análises UV-Vis prévias, e valida a deposição das placas de grafeno no substrato têxtil. Salienta-se que há uma redução na intensidade das bandas nos espectros das amostras funcionalizadas quando comparada, exclusivamente, ao pó das nano placas de grafeno. Entretanto, a sensibilidade de aquisição dos sinais Raman nas amostras funcionalizadas sofrem influência da rugosidade inerente dos substratos têxteis (P. Pereira et al., 2020).

#### 4.2.1.3 Elétrica

O valor da resistência elétrica de um material têxtil permite qualificá-lo em termos de aplicabilidade. Uma estrutura têxtil feita de fibras naturais sem nenhuma adição de materiais condutores, intrinsecamente pode apresentar valores de resistência elétrica na ordem das centenas  $k\Omega$ , a depender do seu estado húmido ou seco, sendo que as secas apresentam valores de resistência elétrica bem maiores (Xin Wang et al., 2009). Após processos diversos de funcionalização, tais valores variam, e tal comportamento está diretamente relacionado à quantidade e eficaz dispersão do material condutor depositado diretamente nas fibras ou nas estruturas têxteis. De acordo com estudos recentes, para a construção de sensores de base têxtil, são esperados valores de resistência elétrica superficial na ordem dos  $10^1 \Omega/\text{sq}$  (Tokarska, 2019).

Por outra perspectiva, para o desenvolvimento de um material ativo a ser empregue, especificamente, em sensores de pressão pelo princípio piezoresistivo, há uma relação empírica entre valores de resistência elétrica na ordem dos  $k\Omega$  a uma maior sensibilidade à deformação mecânica (Bosque et al., 2022). Tal justificativa se dá pelos fatores que influenciam as propriedades elétricas (resistência e condutividade) em compósitos de base polimérica, nomeadamente, a matriz polimérica, o tipo de nanopartícula, a metodologia de processamento, e a existência de pós-tratamentos (Araby et al., 2018). Ou seja, para se obter valores de condutividade elétrica elevados, faz-se necessário a utilização de uma quantidade superior de material condutor. Entretanto, com o aumento da concentração do material condutor depositado em um substrato têxtil, há uma consequente redução na capacidade de deformação e flexibilidade do substrato, parâmetros diretamente relacionados à sensibilidade de um sensor cuja resistência elétrica é a função da deformação mecânica. Dito isso, faz-se necessário identificar um equilíbrio entre a quantidade de GNPs utilizadas no composto polimérico, de maneira a não comprometer suas propriedades estruturais intrínsecas.

À vista do exposto, a Figura 63 apresenta os resultados de resistência elétrica obtidos nas amostras funcionalizadas deste referido estudo. Para relembrar, a distância entre elétrodos foi 2 cm e a largura das amostras de 10 cm. Como resultado, 2% a 5% (m/v) de GNPs, as amostras atingem valores de materiais semi-condutores, na ordem dos  $k\Omega$ . Para 7% e 10% (m/v) de GNPs, observa-se valores na ordem das centenas de  $\Omega$ , e para 15% de GNPs, a resistência elétrica atinge a ordem dos  $\Omega$ . Como esperado, com o aumento da concentração do material condutor, há uma

progressiva redução no valor de resistência elétrica. Tal comportamento pode ser explicado pois o caminho elétrico, nas pastas em questão, está a ser fortalecido pelo contacto bidimensional (2-D) das lâminas de GNPs na matriz polimérica. É de ressaltar que os valores de resistência elétrica obtidos foram menores quando comparados a estudos semelhantes que utilizam as mesmas concentrações de GNPs, entretanto, dispersas em PDMS (Bosque et al., 2022). Tal valor de resistência elétrica inferior, valida a efetiva dispersão das referidas GNPs na nossa base polimérica.

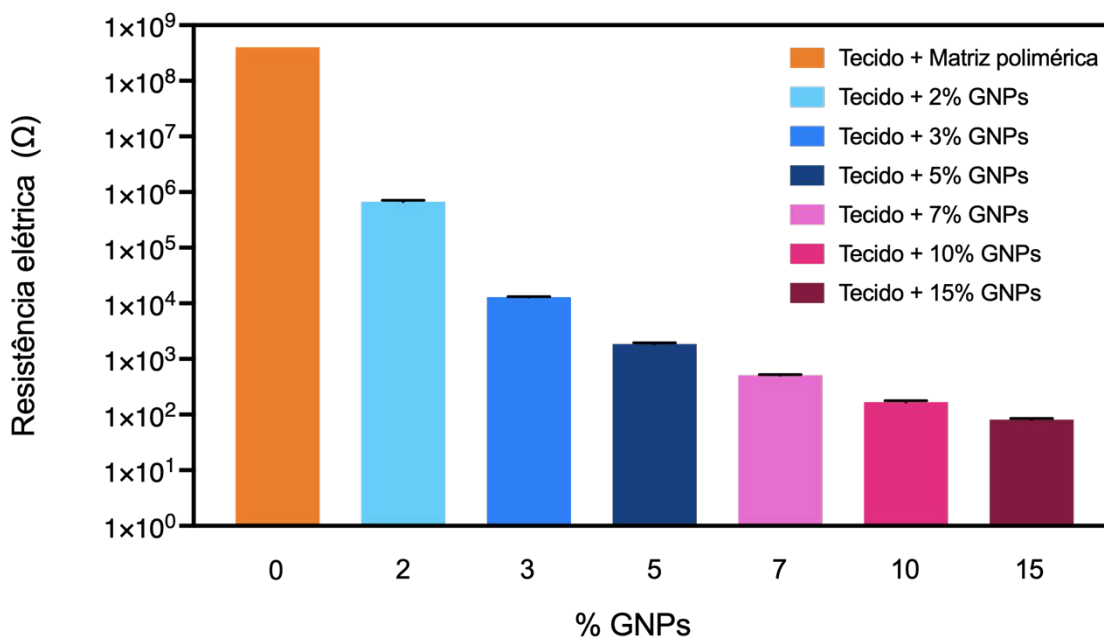


Figura 63. Valores de resistência elétrica para as amostras controlo (cor laranja) e funcionalizadas com diferentes % de GNPs.

Outro ponto a se observar é a teoria da percolação. A mesma distingue-se por ser uma ferramenta empregue para a descrição da condução elétrica em compósitos poliméricos, polímeros dopados com partículas (Fiorillo et al., 2018). Dito isto, calculou-se os valores de condutividade elétrica das amostras em questão, vide Figura 64 a). A teoria do limiar de percolação é apresentada como a faixa em que a condutividade elétrica das amostras varia em algumas ordens de grandeza dentro desse limite, e onde há uma variação muito pequena na condutividade antes e depois desse limite. Neste sentido, há uma divisão em 3 fases. A fase **A** é conhecida por apresentar valores de condutividade elétrica muito baixos, devido à baixa densidade das cargas condutoras, não há a formação de uma rede para que os elétrons possam se mover diretamente, motivo pelo qual é definida como zona de isolamento; na fase **B** inicia o gradual aumento no valor da condutividade elétrica, motivo pelo qual as partículas condutoras se juntam a formar um caminho condutor em que os espaços entre as mesmas diminui; na fase **C** a densidade dos materiais são acima do limiar de percolação, portanto as cargas entram em contacto direto a



formar redes perfeitas, o que resulta em valores de condutividade elétrica superiores. É de salientar que a fase **B** é reconhecida por apresentar maior sensibilidade ao comportamento piezoresistivo (P. Pereira et al., 2020).

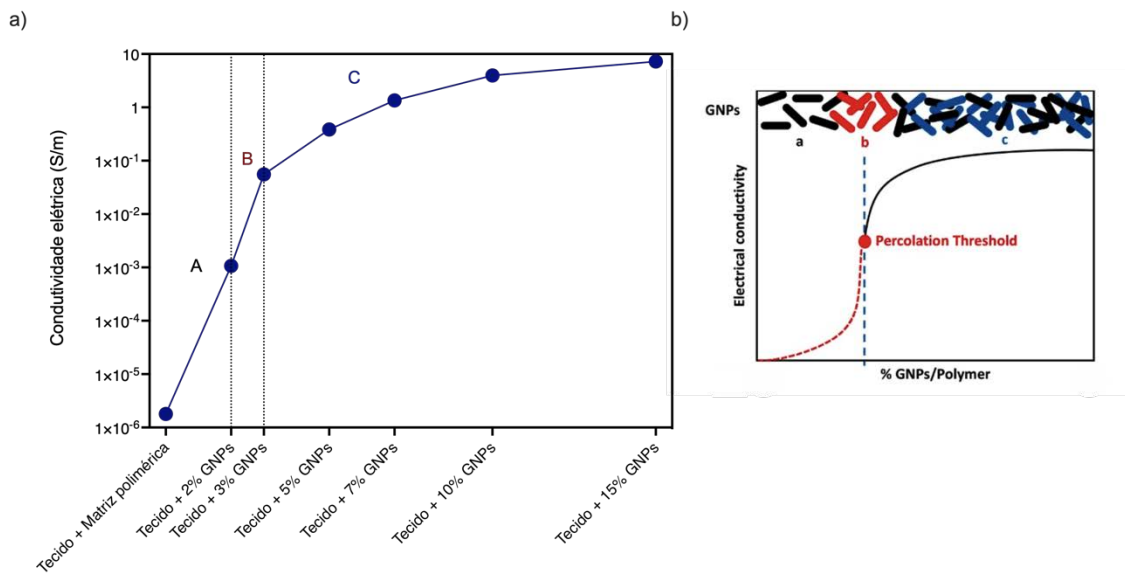


Figura 64. a) valores de condutividade elétrica das amostras (S/m); b) relação entre a % de GNPs na matriz polimérica e a teoria da percolação, adaptado de (P. Pereira et al., 2020).

Assim, os modelos de percolação servem como uma ferramenta para explicar e prever as propriedades elétricas de compostos poliméricos à base de cargas condutoras. As amostras dopadas com até 2% de GNPs apresentam comportamento que se relaciona com a fase **A**. A partir de então, há um abrupto aumento no valor de condutividade elétrica, o que indica o surgimento da área de percolação, fase **B**. É de salientar que a partir de 5% de GNPs, há uma pequena variação na propriedade elétrica em questão, quando comparado à alta proporção de material condutor acrescido. Tal resultado pode sugerir que a linha de tendência está próxima de atingir o seu ponto de saturação. Tal resultado é devido as forças de cisalhamento que envolvem a dispersão de quantidades superiores de nanopartículas, pois existe uma menor eficácia do procedimento, que induz aglomerações e quebras das próprias nanopartículas (Bosque et al., 2022).

À vista do exposto, buscou-se identificar as melhores concentrações de GNPs para a próxima etapa de análise em questão: o desenvolvimento dos sensores de pressão/força e sua referida caracterização. As amostras que contêm 3% de GNPs, indicam ser, à priori, com potencial para se obter um melhor desempenho na relação variação de resistência elétrica em função da deformação mecânica, pois se encontram na fase **B**, pela teoria da percolação. Entretanto, com o

objetivo de validar tal hipótese e termos métodos de comparação, para além das referidas amostras, foram inseridos os têxteis dopados com 7% e 10% de GNPs. A amostra com 15% de GNPs foi descartada nesta fase pois, mesmo com uma simples avaliação subjetiva, notoriamente, teve suas propriedades mecânicas comprometidas. A Figura 65 destaca o resultado final do sensor piezoresistivo montado, e exemplifica a sua relação dimensional em escala cm.

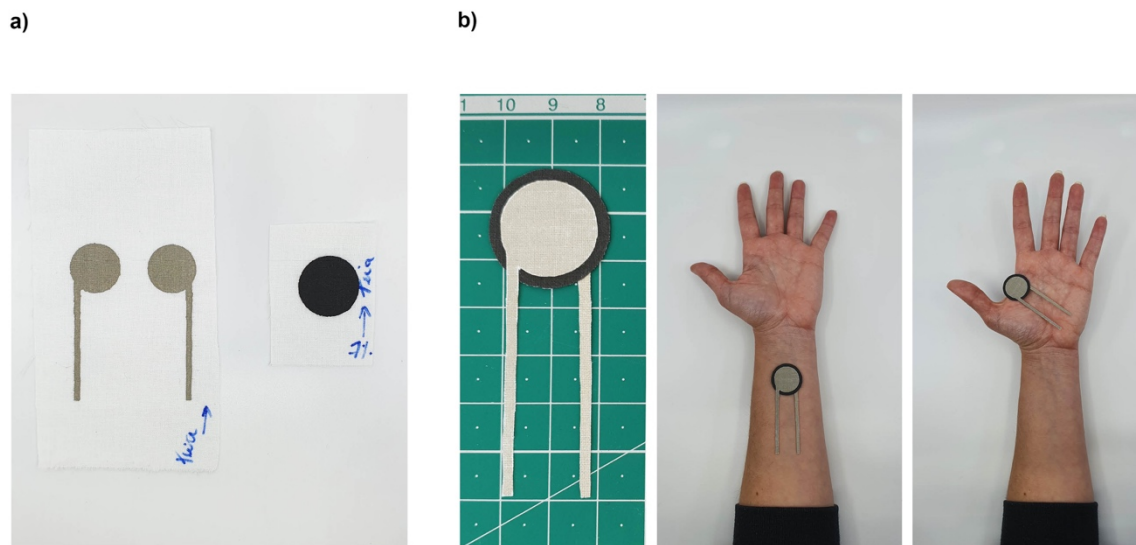


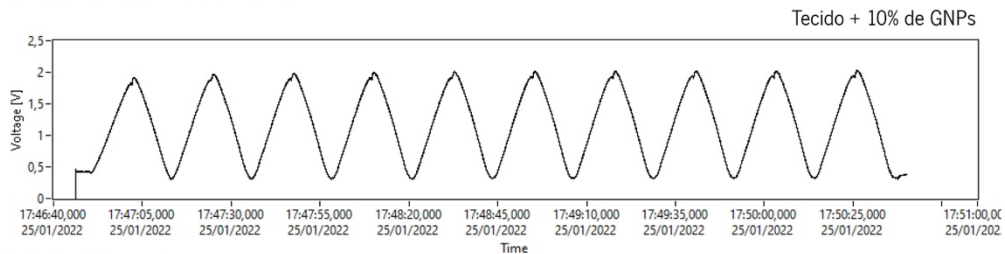
Figura 65. a) camadas distintas para a construção do sensor de pressão/força; b) sensor de pressão/força montado e sua relação dimensional.

Conforme detalhado nos materiais e métodos, os sensores foram conectados a um circuito de condicionamento de sinal, que produz uma tensão de saída ( $V$ ) relacionada à resistência do sensor ( $R_s$ ). Ressalta-se que os sensores cujo material ativo contém 2% de GNPs, apresentaram apenas ruído quando submetidos a testes de compressão cíclica (dados não apresentados). Altos níveis de ruído em estudos com materiais à base de carbono são justificados pela mudança abrupta na conectividade de uma rede mais esparsa (ou seja, com menor concentração de materiais condutores), em comparação com as mudanças mais suaves em uma rede densa (Georgousis et al., 2015). Esse resultado corrobora com as análises morfológicas e físico-químicas previamente descritas neste estudo. Pelo motivo descrito, tais amostras não apresentaram potencial de aplicabilidade e foram descartadas nesta etapa.

Dito isso, as amostras FSR.3%, FSR.5%, FSR.7% e FSR.10%, e seus desdobramentos referentes à direção da teia e trama, tiveram seus valores de variação de força (N), e variação de tensão de saída (V), interpolados através do software feito em Labview. A Figura 66 mostra um exemplo da medição realizada para amostra FSR.10%.teia. Na Figura 66 a) está representada a

variação da tensão de saída em função do tempo. Por outro lado, a Figura 66 b) mostra a variação da força ao longo do tempo produzindo as mudanças de resistência que, por sua vez, resultam nas tensões representadas graficamente na Figura 66 a).

a) Variação da tensão de saída x tempo



b) Variação da força x tempo

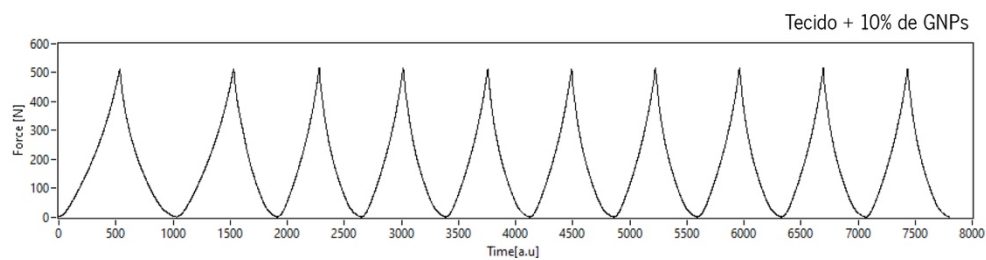


Figura 66. a) variação da tensão de saída x tempo para a amostra FSR.10%.teia; b) variação da força x tempo para a amostra FSR.10%.teia.

Após a sincronização dos sinais de força e tensão, obtêm-se os resultados mostrados na Figura 67. Pode-se observar que há um aumento da tensão de saída concomitante com o aumento da força aplicada. Conforme mostrado anteriormente pela equação 11 a tensão de saída ( $V_o$ ) é inversamente proporcional à resistência do sensor ( $R_s$ ), portanto, a resistência dos sensores diminui à medida que a força aplicada aumenta.

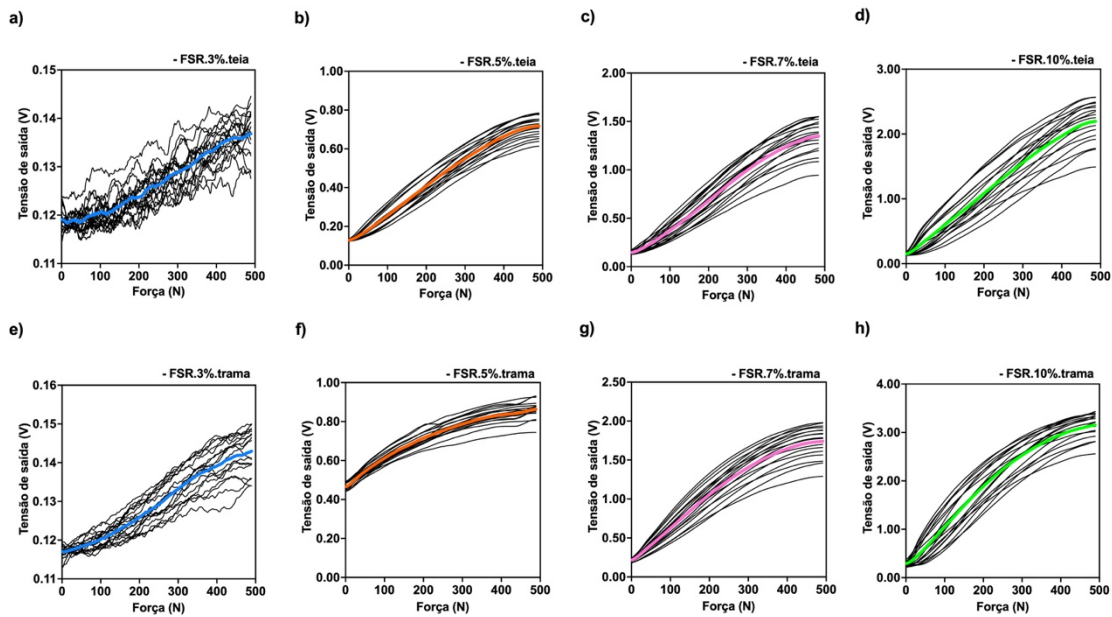


Figura 67. Sinais de tensão de saída adquiridos de acordo com a resistência do sensor, sob 10 ciclos de compressão mecânica para: a) sensor dopado com 3% GNPs e montado no sentido da teia; b) sensor dopado com 5% de GNPs e montado no sentido da teia; c) sensor dopado com 7% de GNPs e montado no sentido da teia; d) sensor dopado com 10% de GNPs e montado no sentido da teia; e) sensor dopado com 3% de GNPs e montado no sentido da trama; f) sensor dopado com 5% de GNPs e montado no sentido da trama; g) sensor dopado com 7% de GNPs e montado no sentido da trama; h) sensor dopado com 10% de GNPs e montado no sentido da trama. As curvas coloridas representam os valores médios de tensão (curva de calibração).

Os gráficos da Figura 67 mostram a tensão de saída do circuito condicionador de sinal e permitem confirmar o efeito de linearização do circuito, bem como avaliar qualitativamente a resposta do sistema em tensão, produzida pelo sensor ao longo dos 10 ciclos. A sensibilidade do sensor não pode ser observada aqui, porque a resistência de base do sensor é diferente de amostra para amostra, enquanto a resistência de saída é sempre a mesma; isso coloca o sistema em diferentes pontos de operação, com ganhos diferentes, resultando em amplitudes de tensão de saída variáveis. Para comparar a sensibilidade do sensor, devem ser considerados os dados referentes aos valores calculados pela equação 16, mostrados mais adiante nesta seção.

De forma a qualificar a estabilidade do sinal de saída, o coeficiente de variação (CV%) foi escolhido como uma das métricas de avaliação do sensor mais adequado para o sistema sensório deste estudo. Idealmente, espera-se que o coeficiente de variação de um sensor de pressão seja zero. Entretanto, é de salientar que, tratando-se de um material anisotrópico funcionalizado com base polimérica com características viscoelásticas, é esperado que após diversos ciclos de compressão, o substrato apresente variação na sua recuperação mecânica, o que, conseqüentemente, acarretará em alterações na resposta elétrica, conforme evidenciado em estudos prévios (Amjadi et al., 2016; Vu et al., 2020). Isso posto, a Figura 68 mostra que os sensores cuja camada ativa foi montada no sentido da trama tiveram o menor coeficiente de

variação. Exceto para a amostra com 3% de GNPs, que, no entanto, reflete o alto ruído elétrico observado nos sinais.

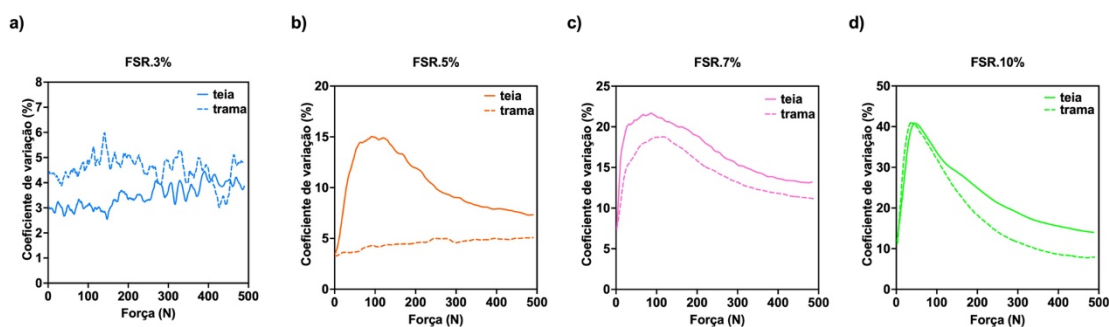


Figura 68. Coeficiente de variação da tensão de saída (CV%) sob 10 ciclos de compressão mecânica para: a) tecido dopado com 3% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); b) tecido dopado com 5% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); c) tecido dopado com 7% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); d) tecido dopado com 10% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada).

Cabe destacar que um parâmetro importante para analisar a compressibilidade de um substrato é a resiliência à compressão (RC), “fundamento que é a razão entre a energia despendida pelo tecido na recuperação da deformação e a energia absorvida no processo de deformação”(de Jong et al., 1986). Dito isso, um estudo recente (Senior, 2021) mostra que quando um fio é comprimido, ocorrem dois fenômenos distintos em seu diâmetro. Na direção da compressão, chamado (b), e perpendicular à compressão, chamado (a), Figura 69 evidencia tais nomenclaturas. Quando o fio é comprimido, o diâmetro (b) é reduzido, enquanto em (a) aumenta. Os autores denominam a redução em (b) como "consolidação" da fibra, enquanto o aumento em (a) é chamado de espalhamento. A partir do exposto, o comportamento de "consolidação" da fibra envolve uma tensão de flexão, enquanto o espalhamento da fibra é devido a um fenômeno de atrito. No entanto, a energia gerada durante o processo de “consolidação” melhora a compressão de resiliência (RC). Por outro lado, no processo de espalhamento, o fenômeno de atrito causa perda de energia e, portanto, reduz RC.

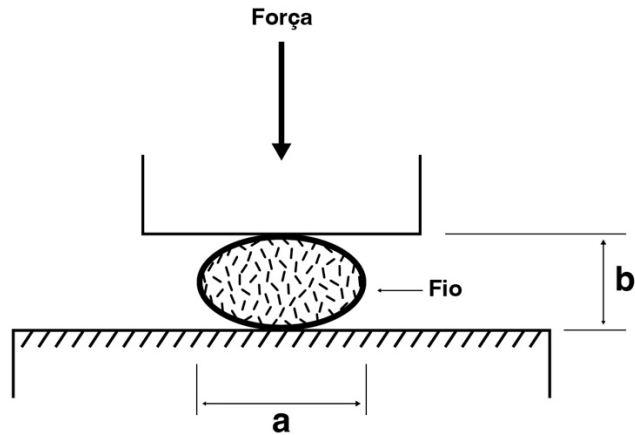


Figura 69. Vista em corte transversal de uma fibra comprimida.

Neste estudo, propomos uma correlação entre a dispersão do sinal de tensão em termos de valor médio (CV%) e a capacidade do tecido em retornar ao seu estado inicial após a compressão (RC). Nessa perspectiva, entende-se que o menor CV% é encontrado para um valor de resiliência de compressão mais alto. Ao encontro desta relação, recente estudo comprova que o alongamento da fibra tem direta influência no fator RC (Atalie et al., 2020). Conseqüentemente, o menor CV% apresentado na Figura 68 é justificado pela maior capacidade de alongamento do fio na direção da trama, e pela sua provável superior resiliência à compressão.

Conforme explicado anteriormente, os sensores de pressão citados apresentam comportamento diferente na direção da teia e da trama, fenômeno que se reflete em respostas de sensibilidade distintas, conforme mostrado na Figura 70. Tais resultados indicam maior sensibilidade para todos os sensores cujo material ativo foi posicionado na direção da teia. Deve-se notar que, para uma função de transferência não linear, a sensibilidade não é um número fixo como para a relação linear (Fraden, 2004).

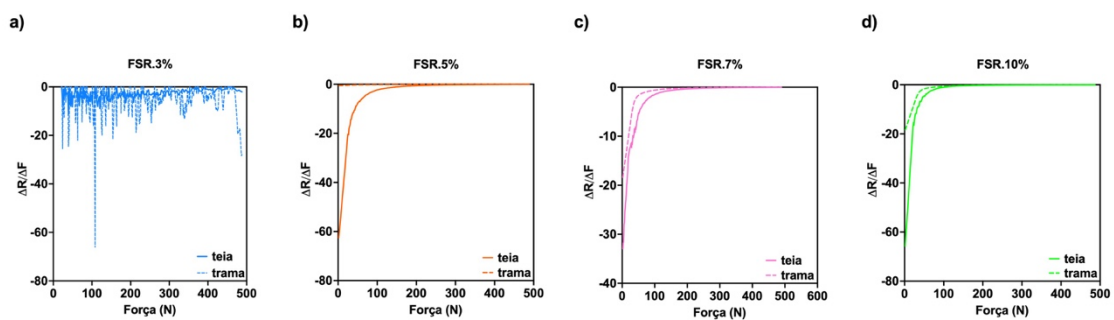


Figura 70. Sensibilidade para a) tecido dopado com 3% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); b) tecido dopado com 5% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); c) tecido dopado com 7% de GNPs, cujo material ativo foi montado no

sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada); (d) tecido dopado com 10% de GNPs, cujo material ativo foi montado no sentido da teia (linha contínua) e na direção da trama (linha pontilhada).

Em relação a este resultado, vale ressaltar que os fios no sentido da teia e da trama possuem diferentes formas de seção transversal e relações de ondulação. Os deslocamentos de tensão aplicados nas direções de teia e da trama são calculados com base nas taxas de frisado correspondentes, e o deslocamento de compressão é restringido para corresponder à espessura (Zhou et al., 2021). Por sua vez, o termo relações de ondulação refere-se ao nível de ondulação em uma direção do tecido, e, nesse sentido, geralmente, os fios na direção da teia apresentam menos ondulação do que aqueles na direção da trama. Por outro lado, a compressibilidade do fio está relacionada ao seu endireitamento, seguido da alteração do seu diâmetro. Como explicado anteriormente, o atrito causado por essa redução de espessura torna as fibras mais compactadas e aumenta o número de pontos de contato entre elas (Román-Manso et al., 2015). Portanto, devido à zona de cruzamento superior por unidade de área criada na direção da teia, identifica-se uma maior faixa de variação do sinal de resistência neste sentido, resultando em maior sensibilidade. Este resultado está em consonância com estudos prévios, que justifica que a redução no valor de resistência elétrica de um material têxtil sob compressão está relacionada ao aumento da seção transversal do fio no sentido da teia, que por sua vez, gera aumento significativo no número de juntas paralelas na estrutura do fio (Knezić et al., 2021).

O principal objetivo desta etapa foi investigar a influência da orientação do fio no tecido, assim como a % de GNPS mais adequada para o desempenho de sensores de pressão/força a serem aplicados no sistema de *feedback* em questão. FESEM, espectroscopia Raman e análise GSDR não apenas validaram a presença das GNPs nos substratos têxteis, como mostraram a relação entre a concentração de material condutor utilizado e alteração das propriedades mecânicas dos substratos em questão, sendo entre 5% e 7% de GNPs o equilíbrio para ainda se manter o comportamento intrínseco do substrato e se obter uma resposta elétrica com valores de resistência baixos.

Além disso, os testes piezoresistivos do ponto de vista qualitativo mostraram que a deformação geométrica desses substratos em detrimento da direção dos fios gera diferentes respostas elétricas. Em suma:

- Na direção transversal, ou seja, no sentido de trama, um possível maior RC gera um menor CV%;

- Taxas de frisado e zona de cruzamento superior por unidade de área contribuem para uma maior sensibilidade na direção da teia.

Conforme evidenciado anteriormente a sensibilidade é um parâmetro importante para distinguir sensores de pressão. Entretanto, evidencia-se que tal parâmetro pode ser ajustado por amplificação, conforme indica a literatura (Basov, 2020; Kumar et al., 2020), enquanto o coeficiente de variação não. Portanto, diante dos resultados obtidos, os sensores construídos na direção da trama possuem menor CV%. Assim, embora o modelo FSR.5% tenha sido o sensor que apresentou maior sensibilidade na direção da teia, optamos por escolher o modelo FSR.5% no sentido da trama, por compreendermos que um menor coeficiente de variação contribuirá para uma resposta elétrica mais constante à deformação mecânica sofrida. Para além disso, tal sensor apresentou maior estabilidade durante todo o intervalo de força expectado por um aperto de mão realizado por uma pessoa, ou seja, até 500 N.

#### 4.2.2 Eléctrodo de electroestimulação

A electroestimulação - dentro do sistema de *feedback* proposto neste referido estudo – atua como o *output* a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema sensorio, trata-se do único elemento que está em contacto direto com a pele do portador, e identifica-se, portanto, com um parâmetro fisiológico. Dito isso, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (*Embodiment*), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Desse modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

##### 4.2.2.1 Morfológica e estrutural

Na Figura 71, letras a) e d) mostram como a técnica de estamaria, à priori, não afetou a flexibilidade de ambos os substratos têxteis, as letras b) e e) indicam que a deposição da tinta condutora foi feita paralela ao sentido da teia no tecido, e paralela ao sentido da coluna na malha;



já as figuras c) e f), demonstram o posicionamento das molas nos sensores de electroestimulação, sendo que o “macho” foi posicionado no verso dos substratos têxteis, de forma a, posteriormente, serem conectadas ao sistema de acondicionamento dos impulsos elétricos. Observa-se, também, que nas amostras EMS.T.1 e EMS.T.2, a tinta condutora atravessou ambos os lados do tecido, o que pode ser justificado tanto pela espessura do tecido ser inferior à malha, quanto como pela característica intrinsecamente hidrofílica do algodão (Xue et al., 2012), cujos numerosos grupos hidroxilo presentes nas fibras contribuíram para aumentar a capacidade de absorção da tinta.

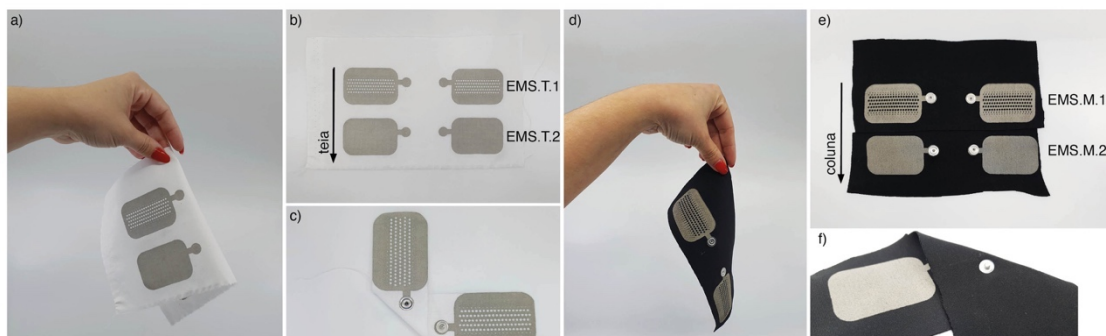


Figura 71. Fotografias dos sensores de electroestimulação têxteis: a), b) e, c) sensores em tecido; d), e) e f) sensores em malha.

As amostras EMS.T.1 e EMS.T.2 tiveram um aumento de 19% na espessura após a deposição da tinta de prata (0.25 mm para ambas), enquanto as amostras EMS.M.1 e EMS.M.2, apresentaram um aumento de 6% na espessura (1.12 mm) quando comparadas às suas respectivas amostras controlo. Tais resultados podem indicar maior presença de material condutor nos elétrodos cuja base são o tecido, uma vez que são estruturas menos espessas, com densidade menor, superfície mais nivelada, e composta, maioritariamente, por fibras com capacidade hidrofílica superior às utilizadas na malha. Para além, as imagens obtidas em escala 500  $\mu\text{m}$ , Figura 72 d), comprovam o quão mais fechada é a estrutura da malha em comparação ao tecido.

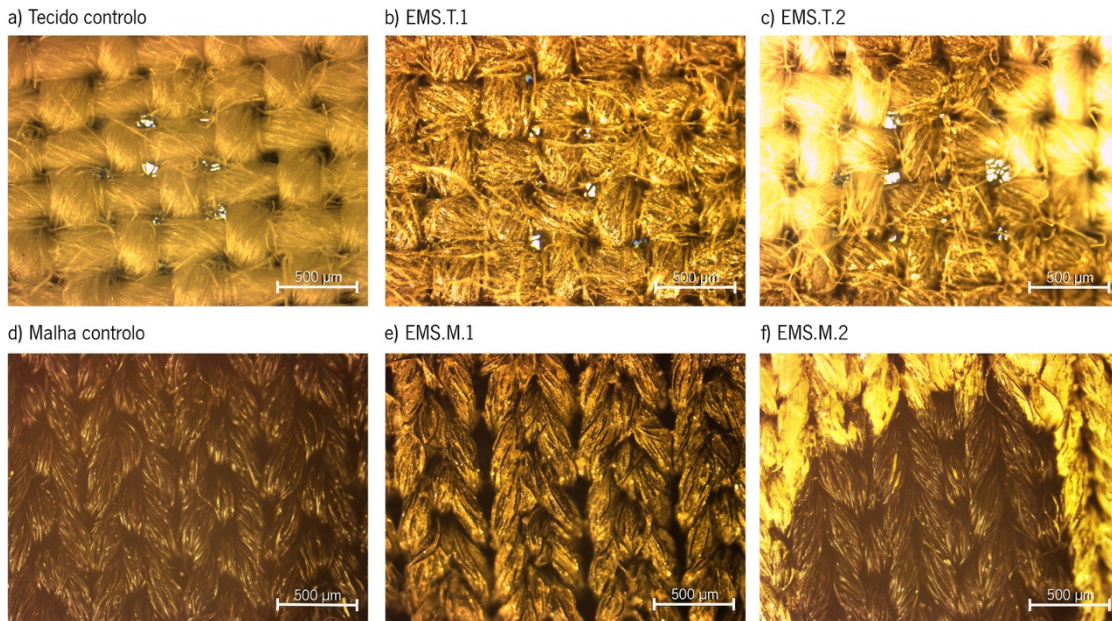


Figura 72. Imagens de microscopia obtidas em uma escala de 500  $\mu\text{m}$  para: a) tecido 100% CO, amostra controlo; b) amostra EMS.T.1; c) amostra EMS.T.2; d) malha controlo; e) amostra EMS.M.1; f) amostra EMS.M.2.

#### 4.2.2.2 Físico-química

Tamanho, forma e estrutura das nanopartículas de metal são parâmetros que têm influência direta nas propriedades óticas, elétricas e catalíticas das mesmas (Khlebtsov et al., 2005). Ou seja, identificar sua morfologia é ter melhor controlo do processo para que a resposta do produto em questão seja a mais esperada. Neste sentido, a espectroscopia UV-Vis, cuja banda de absorção/reflectância está relacionada ao diâmetro e proporção de nanopartículas de metal e semicondutores, é um método amplamente utilizado para caracterizar tais materiais. Assim, procedeu-se com a técnica de medição de reflectância difusa, e as funções de remissão de Kubelka-Munk como método de análise, dos tecidos e malha, sem qualquer funcionalização e funcionalizadas com tinta de prata (Silver100NP), como se observa na Figura 73.

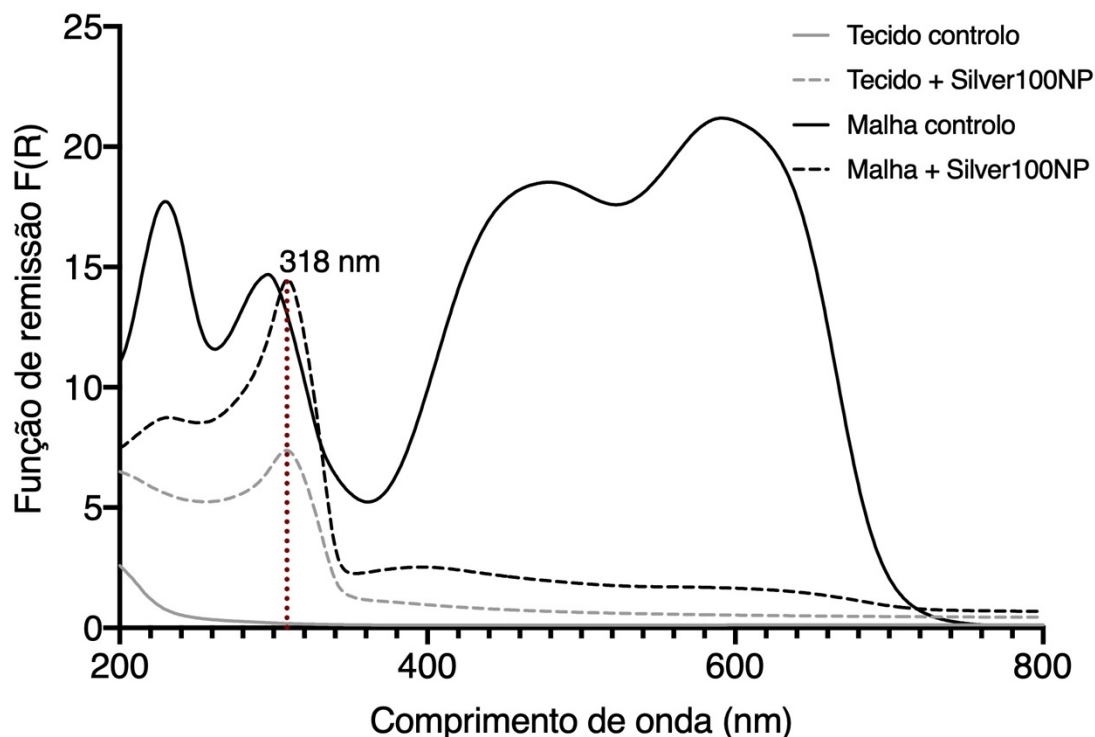


Figura 73. GSDR espectro do tecido controle (cor cinza linha contínua), do referido tecido com a tinta de prata (cor cinza linha pontilhada), da malha controle (cor preta linha contínua), e da referida malha com a tinta de prata (cor preta linha pontilhada).

Em dimensões nanométricas, a nuvem de elétrons pode oscilar na superfície da partícula e absorver radiação eletromagnética em uma determinada energia. Tal comportamento é conhecido como ressonância de plasmon de superfície, do inglês *Localized Surface Plasmon Resonance* (LSPR) e é consequência do tamanho reduzido das partículas. A banda LSPR característica das nanopartículas de prata é em torno de 425-450 nm (S. M. Costa et al., 2018; Zhuo et al., 2020). Em nosso estudo, as amostras funcionalizadas com a tinta de prata em ambos os substratos têxteis, apresentam um evidente novo pico a 318 nm, quando comparadas ao espectro dos substratos controle. Este novo pico não compreende a faixa LSPR característica das nanopartículas de prata, que no entanto, pode ser atribuído à prata. Comportamento similar é apresentado em outros estudos (Altaf et al., 2021; Bhat et al., 2016).

Em ambos os casos, as tintas utilizadas para o desenvolvimento de sensores flexíveis, são precursoras orgânicas de prata, ou seja, livres de partículas em escalas nano. Também é possível observar que há um significativo aumento na banda de absorção da amostra em tecido funcionalizado quando comparada à sua referida amostra de controle. Ou seja, com a presença da tinta de prata a amostra que até então tinha um alto índice reflexivo por ser branca, torna-se mais absorptiva na região UV.

Por outro lado, nota-se uma redução na banda de absorção da amostra funcionalizada em malha, sendo o substrato na cor preta, o mesmo já apresentava um alto índice absorptivo, com a deposição da tinta de prata - elemento cinza - é esperado que o seu índice absorptivo reduza. Dito isto, os espectros UV-Vis de ambas amostras comprovam a referida funcionalização através da técnica de estamperia/serigrafia.

Para além do já exposto, procedeu-se com a espectroscopia FTIR-ATR com o objetivo de adquirir mais informações sobre a estrutura química da superfície dos substratos funcionalizados, assim como o grau de ancoragem da tinta condutora no substrato têxtil. Dito isto, a Figura 74 apresenta o espectro do tecido 100% CO, e do mesmo funcionalizado com tinta condutora. O espectro do tecido 100% CO apresenta os picos característicos das fibras celulósicas naturais, nomeadamente, celulose, hemicelulose e lignina. O pico localizado em aproximadamente  $3327\text{ cm}^{-1}$ , corresponde ao alongamento O-H dos grupos hidroxilo da celulose e lignina (Araújo et al., 2020). Há um pico em  $2886\text{ cm}^{-1}$ , que pode ser atribuído a vibração de alongamento C-H assimétrico da celulose e hemicelulose (Karahan et al., 2008). O pico em  $1639\text{ cm}^{-1}$  é em detrimento da ligação C=C originária da lignina (S. M. Costa et al., 2018). Em contrapartida, os picos em  $1432\text{ cm}^{-1}$ ,  $1331\text{ cm}^{-1}$  e  $1027\text{ cm}^{-1}$ , correspondem à ligação CH (in-plane bending), OH (in-plane bending) e C-O (stretch), respetivamente (Chung et al., 2004).

Após a funcionalização com a tinta de prata, é possível observar que o pico em  $1639\text{ cm}^{-1}$  atribuído ao grupo carbonilo, devido à ligação com os átomos de prata, é deslocado para  $1721\text{ cm}^{-1}$ , conforme indica literatura (Bhat et al., 2016). Todos os picos característicos do tecido de algodão, principalmente referente às ligações O-H e C-H, reduziram de forma significativa, quase se tornando impercetíveis, o que significa o recobrimento total da superfície analisada pela tinta de prata, ao mesmo tempo em que valida a devida ancoragem da mesma no substrato têxtil.

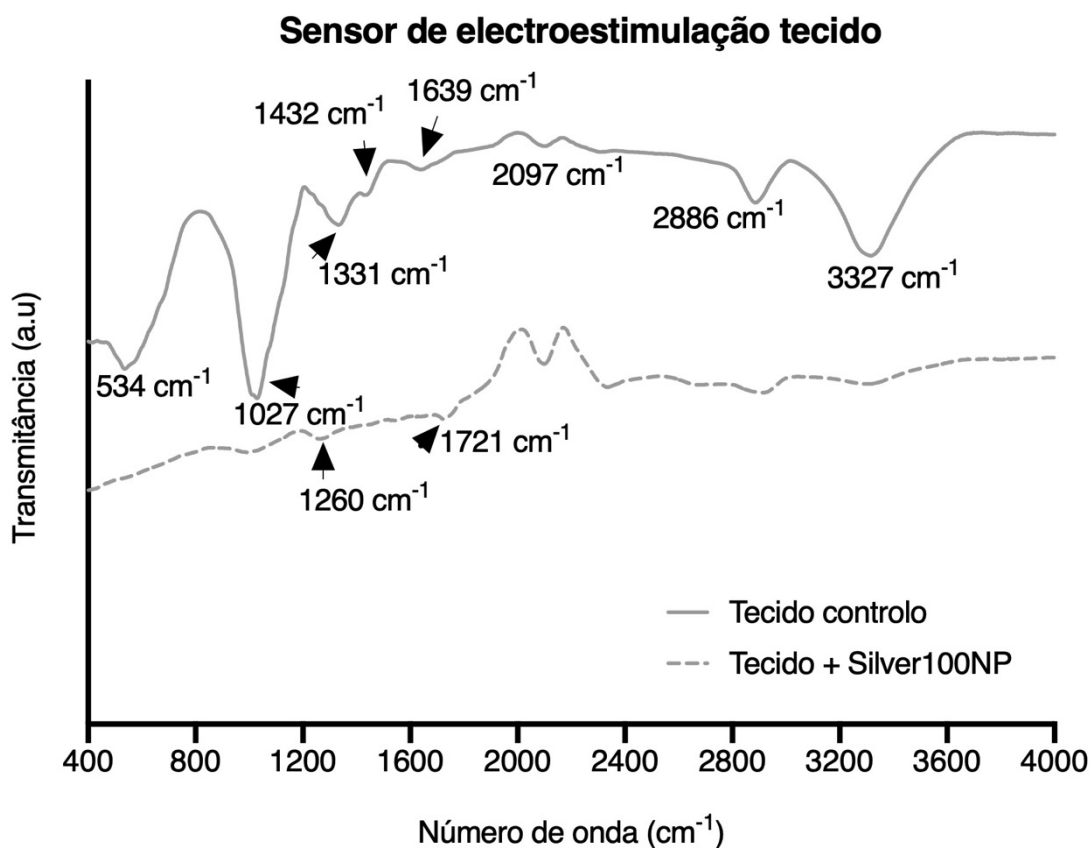


Figura 74. Espectros FTIR do tecido 100% CO (linha contínua em cor cinza), e do tecido 100% CO funcionalizado com tinta de prata (linha pontilhada em cor cinza).

O mesmo procedimento foi feito para a malha interlock. A Figura 75 apresenta os espectros da malha controlo e da malha funcionalizada após receber o revestimento de prata. Relativamente ao substrato cuja base é o poliéster, os picos característicos à  $995 \text{ cm}^{-1}$ ,  $1240 \text{ cm}^{-1}$  e  $1091 \text{ cm}^{-1}$  são referentes à vibração de estiramento C-O, sendo que esta última é uma forte banda característica dos grupos alcoólicos primários dos grupos finais das macromoléculas de poliéster (El-Newashy et al., 2020; Xiaofei Wang et al., 2020). O pico a  $1706 \text{ cm}^{-1}$  corresponde à ligação de estiramento C=O, e à  $2958 \text{ cm}^{-1}$  às ligações aromáticas O-H (El-Newashy et al., 2020; Mao et al., 2018). Após a deposição da tinta de prata, não se observa o surgimento de um novo pico, o que pode sugerir que não houve uma reação química entre o substrato e a tinta condutora (Chatterjee et al., 2019). Entretanto, o pico a aproximadamente  $2095 \text{ cm}^{-1}$ , apresentou um aumento significativo na intensidade da banda, região atribuída aos grupos funcionais O-C e  $\delta =\text{CH}$ , que foram previamente identificados em espectros de tintas condutoras compostas, maioritariamente, por prata (Mendez-Rossal et al., 2019). Os picos a  $705 \text{ cm}^{-1}$ ,  $850 \text{ cm}^{-1}$ ,  $1091 \text{ cm}^{-1}$ ,  $1240 \text{ cm}^{-1}$ ,  $1706 \text{ cm}^{-1}$ , e  $2949 \text{ cm}^{-1}$ , reduziram significativamente, o que indica que a tinta de prata cobriu a superfície do substrato (Mao et al., 2018).

## Sensor de electroestimulação malha

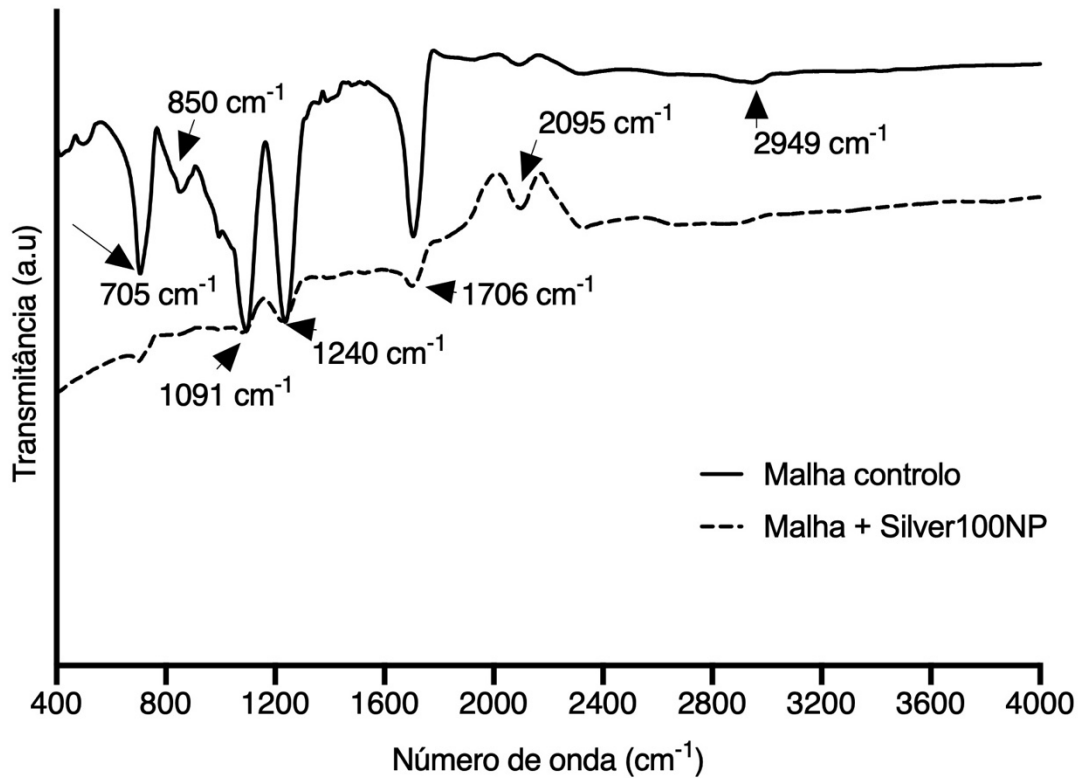


Figura 75. Espectros FTIR da malha controlo (linha contínua em cor preta), e da malha funcionalizada com tinta de prata (linha pontilhada em cor preta).

### 4.2.2.3 Elétrica

Para os ensaios de caracterização elétrica dos elétrodos a serem utilizados nos sensores de electroestimulação, seguiu-se a norma previamente descrita nos materiais e métodos. Os valores obtidos estão apresentados na Figura 76.

É possível observar que os valores de resistência elétrica variam entre 0.70  $\Omega$ , para os substratos de malha a 9.82  $\Omega$  para o tecido. O que indica que todas as amostras se enquadram na gama de materiais condutores, e estão de acordo com a literatura referente aos têxteis inteligentes para serem aplicados como elétrodos (Tokarska, 2019).

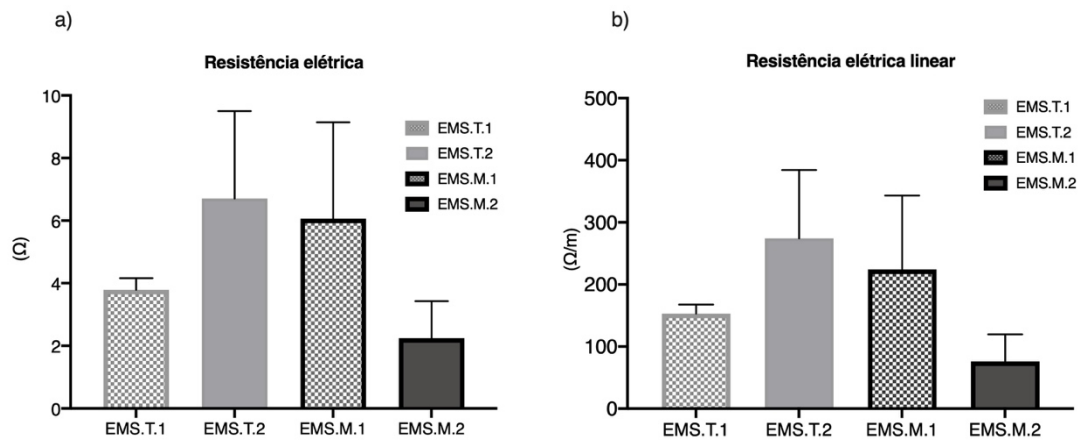


Figura 76. Média e desvio padrão dos valores de resistência elétrica e resistência elétrica linear de todas as amostras.

Nos tecidos, o padrão 1 apresentou valores de resistência elétrica mais baixos, dado importante pois sugere que o padrão de hexágono em uma estrutura teia e trama favoreceu a passagem da corrente elétrica no sentido horizontal do tecido, ou seja, paralelo à trama. Nas amostras cuja estrutura têxtil são malhas, os valores mais baixos de resistência elétrica estão no padrão 2 (EMS.M.2), o que pode indicar que, no caso de as malhas terem porosidade reduzida, dado comprovado e explicado previamente, o substrato têxtil em questão por ter uma superfície mais homogênea, possibilitando que através do padrão 2 fosse depositada uma película contínua de material condutor, que, neste caso, favoreceu a passagem da corrente elétrica.

Não obstante os valores de resistência elétrica obtidos, é necessário compreender como cada amostra se comporta quando em contacto direto com a pele. Neste sentido, procedeu-se a ensaios de impedância elétrodo-pele. A Figura 77 apresenta os resultados.

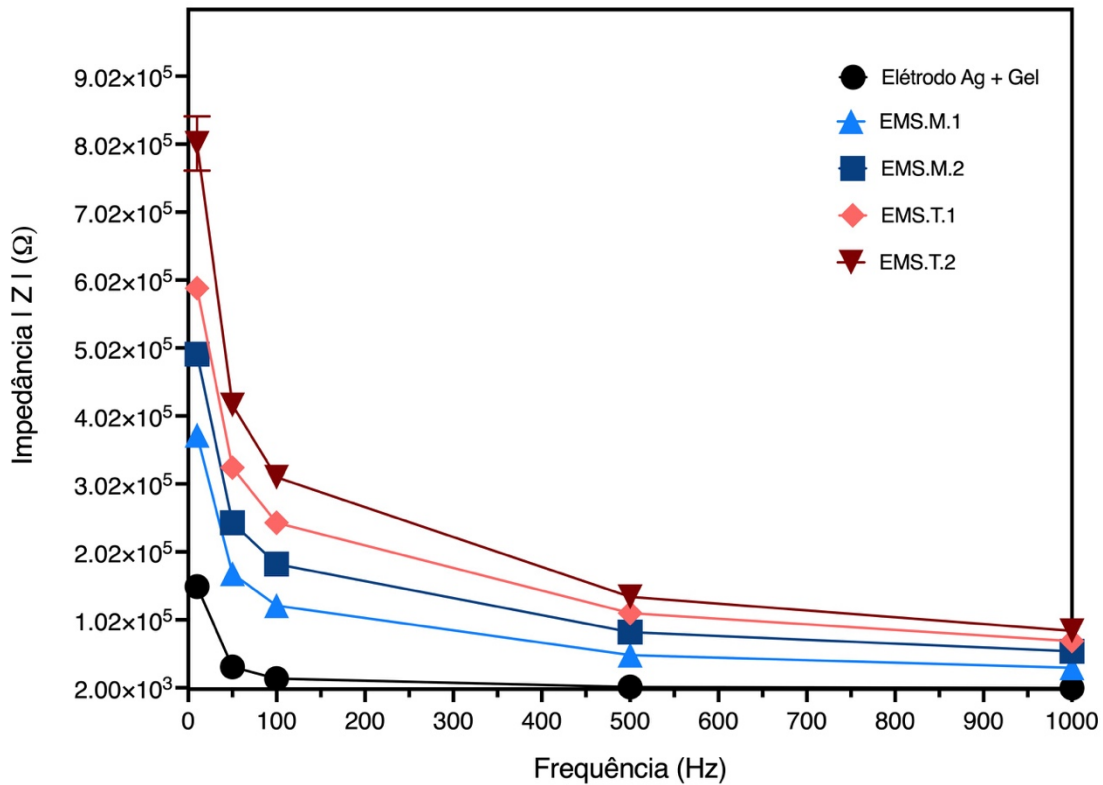


Figura 77. Valores de impedância eléctrodo-pele para as amostras desenvolvidas e do sensor controlo, feito de Ag + Gel.

Como esperado, o eléctrodo controlo, feito de Ag + Gel, apresentou os menores valores de impedância para todas as frequências, e, a partir de 50 Hz observa-se valores na ordem dos  $K\Omega$ , como indica a literatura (Rodrigues et al., 2020). Este valor superior encontrado está relacionado à pressão aplicada, e a humidade da pele gerada pelo gel, que contribuem para melhorar a condutividade (Yao et al., 2016). Relativamente às amostras desenvolvidas, todas apresentaram a mesma tendência decrescente do eléctrodo de controlo. Quando somente as versões dos eléctrodos são comparadas, o eléctrodo versão nº 1 (padrão hexágono), apresentou os valores de impedância mais baixos. Quando somente os substratos são comparados, os menores valores de impedância foram encontrados na malha, o que sugere que tal substrato se adaptou melhor à topologia e curvatura da pele. Os valores de impedância para as amostras funcionalizadas estão na ordem dos  $10^4$  e  $10^5$ , valores altos, que, entretanto, estão de acordo com outros estudos baseados em eléctrodos secos (Niu et al., 2021). Tradicionalmente, os padrões clínicos indicam valores de impedância eléctrodo-pele na ordem de  $10\text{ k}\Omega$ , entretanto, amplificadores de sinal modernos fornecem impedâncias de entrada dinâmicas significativamente melhoradas até a faixa  $G\Omega$  (Merletti et al., 2009; Rodrigues et al., 2020; Vafaei et al., 2021), o que permite lidar com estas impedâncias elevadas dos eléctrodos.



Diante do exposto, a combinação malha + padrão hexágono, amostra EMS.M.1, indica a melhor relação impedância eletrodo-pele. Não obstante, os ensaios de conforto irão indicar qual amostra está em concordância com os requisitos estabelecidos neste estudo.

#### 4.2.2.4 Conforto (respirabilidade e atrito)

O Clinical Practice Guideline 2019 considera que o excesso de humidade pode levar à maceração e contribuir para a degradação da pele, pelo que o impacto dos déficits de oxigenação precisa ser levado em consideração, similantemente, o atrito gerado pelos substratos têxteis têm direta relação no aparecimento de ferias cutâneas (Kottner et al., 2019). Portanto, como consequência da comprovada funcionalização e ancoragem da tinta de prata em ambos os substratos, fez-se necessário identificar como tal revestimento alterou algumas propriedades de conforto dos têxteis relacionadas às supracitadas lesões, nomeadamente, respirabilidade e atrito estático e cinético.

Nesta lógica, quanto à respirabilidade, as propriedades de permeabilidade ao ar e ao vapor de água foram analisadas. A espessura dos substratos e sua porosidade são fatores que apresentam direta influência na propriedade de permitir a passagem de ar por uma superfície, sob uma certa diferença de pressão, em uma unidade de tempo. Dito isto, o sensor controlo apresentou uma ínfima permissividade à passagem de ar de  $1.35 \text{ l/m}^2/\text{s}$ , Figura 78. Tal valor está em consonância com materiais de efeito barreira, ou seja, impermeáveis ao ar (Malik et al., 2016). De outro modo, tanto o tecido controlo, quanto a malha controlo, permitem passagem de ar com valores aceitáveis para propriedades termofisiológicas (Akgun et al., 2020; Demiroz Gun et al., 2008). Para além disso, a estrutura aberta do tecido tafetá permitiu maior permissividade ao ar quando comparada à densa e fechada estrutura da malha interlock (Ramakrishnan et al., 2014).

## Permeabilidade ao ar

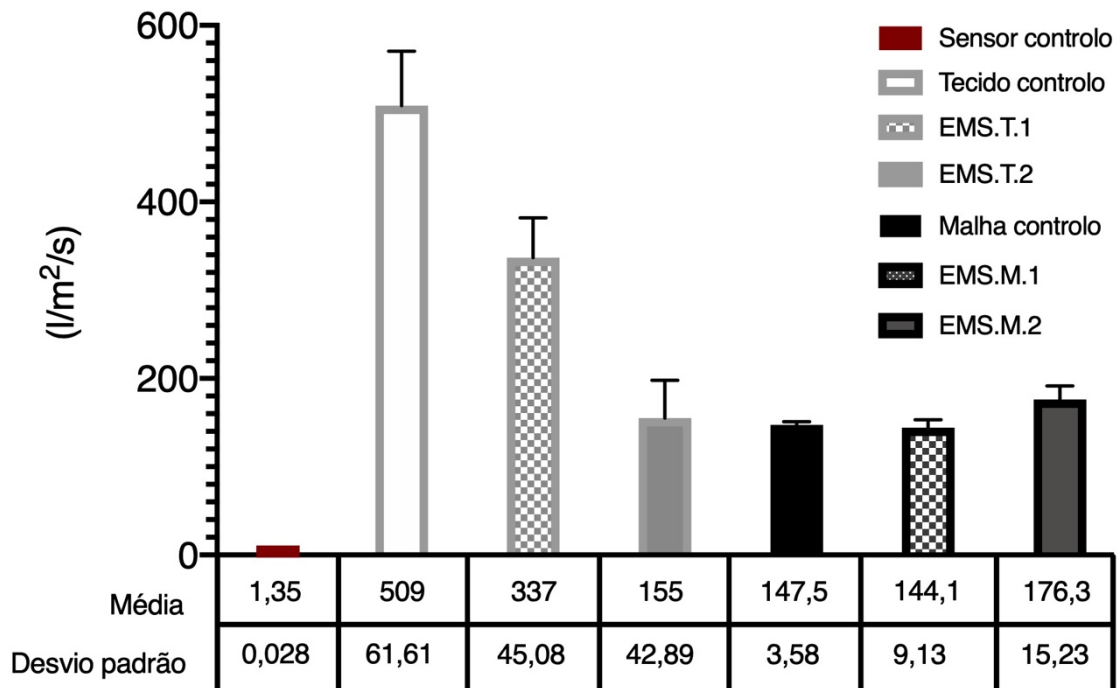


Figura 78. Valores de Permeabilidade ao ar para as amostras: sensor controlo; tecido controlo; EMS.T.1; EMS.T.2; malha controlo; EMS.M.1; EMS.M.2.

Após o processo de estampa, as amostras cujos substratos são o tecido, têm seus valores de permeabilidade ao ar reduzidos, dado já esperado, tendo em consideração que a estampa/serigrafia é uma técnica de recobrimento superficial de uma estrutura. Ao recobrir tal camada, cria-se um fino filme que tende a reduzir a porosidade dos substratos. Salienta-se que a redução no valor de permeabilidade ao ar comparado à amostra de tecido controlo ocorreu de forma gradual, com 33% para a amostra EMS.T.1, e 69% para a amostra EMS.T.2. Redução esta compatível com os distintos padrões de estampa utilizados. Já para as amostras cujos substratos são a malha, observa-se que, embora tenha havido uma pequena redução de 2% no valor de  $l/m^2/s$  para a amostra EMS.M.1 quanto comparado à sua amostra controlo, a EMS.M.2 teve um aumento de 18% no seu valor de  $l/m^2/s$ . Para além disso, se analisarmos o desvio padrão das referidas amostras e da malha de controlo, veremos que as mesmas têm um valor muito próximo. Tal resultado evidencia a estrutura da malha em questão. Tendo a mesma um comprimento de laçada curto que contribui para uma porosidade menor, a tinta depositada cobriu os fios, mas não fechou os poros. Todavia, é de salientar que embora tenha havido reduções na permissividade à passagem de ar para todas as amostras funcionalizadas, tal diminuição não

comprometeu de forma significativa a propriedade em questão, pois os valores encontrados se enquadram na gama de materiais têxteis com respirabilidade ao ar.

Para além do já exposto, fez-se necessário analisar a qualidade do material têxtil em permitir a passagem de vapor de água. A porosidade e a estrutura dos substratos têxteis têm direta influência sob tal propriedade (Basal et al., 2009), motivo pelo qual os resultados obtidos estão em consonância com o comportamento referente à permeabilidade ao ar. Neste sentido, destaca-se que todas as amostras funcionalizadas permitem a passagem de vapor de água de, no mínimo, 74% (amostra EMS.M.2), e no máximo 91,31% (EMS.T.1), Figura 79.

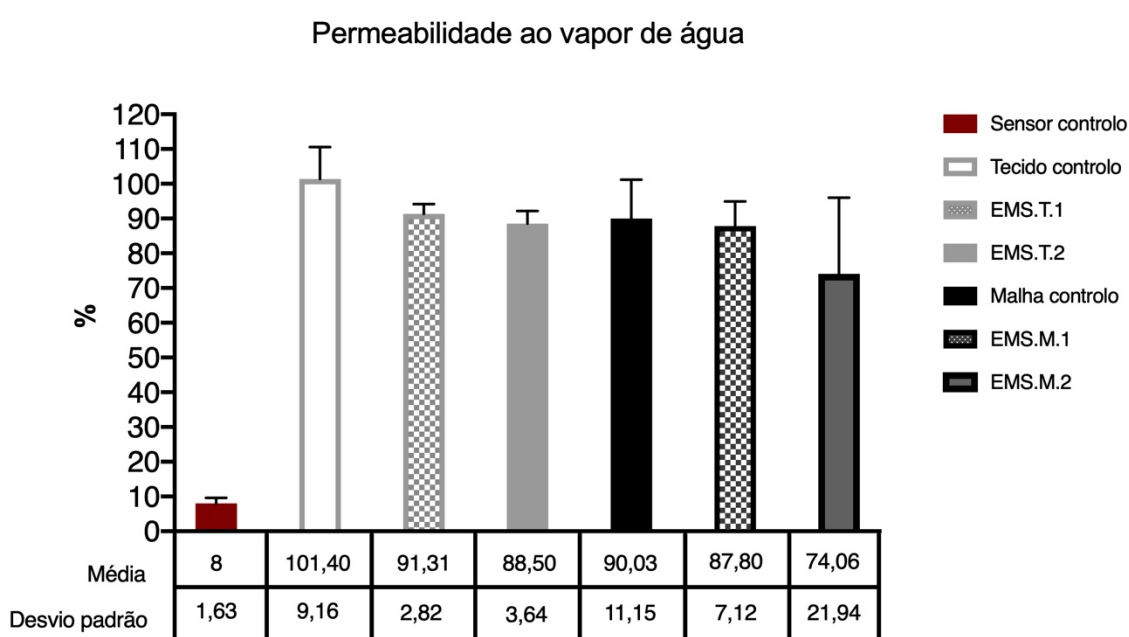


Figura 79. Valores de Permeabilidade ao Vapor de água para as amostras: sensor controlo; tecido controlo; EMS.T.1; EMS.T.2; malha controlo; EMS.M.1; EMS.M.2.

De forma geral, o padrão da estampa 1 (hexágono), apresentou valores de respirabilidade superiores quanto à permeabilidade ao ar e ao vapor de água para ambas amostras funcionalizadas. Relativamente aos substratos, o tecido distingue-se por ter valores superiores.

Somado aos aspetos termofisiológicos, o toque tem importante influência na percepção sensorial de conforto do usuário. Neste sentido, a interação entre a superfície de um substrato têxtil com a pele, é um fator importante neste estudo, pois trata-se de sensores têxteis cujo funcionamento está diretamente relacionado ao bom contacto dos elétrodos com a pele. Ao encontro do exposto, interessa-nos que este contacto elétrodo-pele não cause feridas, nem tampouco desconforto. Portanto, buscou-se investigar a propriedade dos substratos que direta

influência tem para uma agradável percepção sensorial do mesmo: o coeficiente de atrito, estático e cinético (Blaisdell et al., 2020), vide Figura 80.

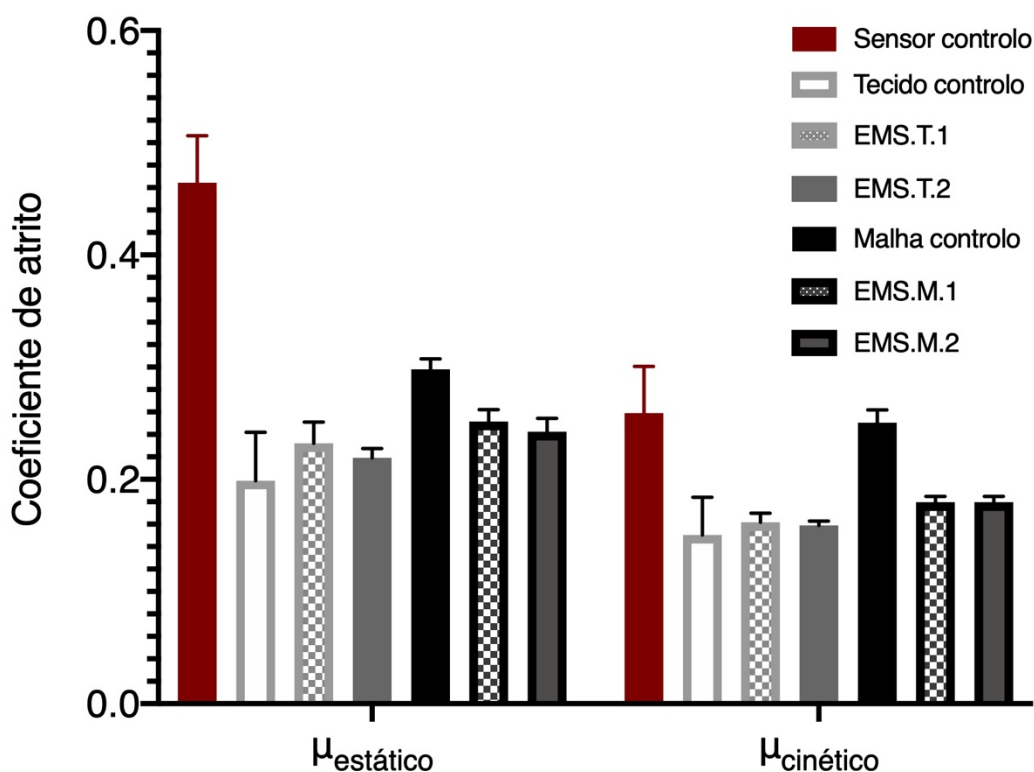


Figura 80. Coeficiente de atrito (estático e cinético) das amostras: sensor controlo; tecido controlo; EMS.T.1; EMS.T.2; malha controlo; EMS.M.1; EMS.M.2.

Os menores valores de coeficiente de atrito estão relacionados com suavidade e, portanto, bem-estar perceptual. Portanto, é de se destacar que todas as amostras funcionalizadas tiveram seus valores de coeficiente de atrito reduzidos quando comparadas ao sensor de controlo, comumente utilizado no mercado. Relativamente aos substratos têxteis, o tecido detém valores inferiores quando comparado à malha, isso pode ser explicado tendo em consideração que o tecido possui uma estrutura mais lisa quanto comparado à malha interlock (Zhu et al., 2018). Entretanto, é de se destacar que a aplicação da tinta de prata contribui para melhorar o toque na malha, pois os seus valores reduziram após a aplicação da mesma.

Em vista do exposto todos os elétrodos de base têxtil apresentaram valores significativamente superiores quando comparados ao sensor controlo. Para além disso, tendo em consideração que os géis eletrolíticos utilizados em registos bioelétricos podem causar dermatite (G. Shen et al., 2000), as amostras em têxtil desenvolvidas se apresentam como uma alternativa viável, sendo a amostra EMS.T.1, a que manifestou maior permeabilidade ao ar e ao vapor de

água, com um dos menores coeficientes de atrito. Entretanto, os parâmetros de conforto precisam ser avaliados de forma associada aos indicadores elétricos previamente analisados.

Relativamente ao padrão 1 (hexágono), em ambas as amostras têxteis ele contribuiu para as permeabilidades em ambos os substratos. Adicionalmente, como já indicado anteriormente, apresentou os menores valores de impedância eletrodo-pele, principalmente na malha, estrutura que comumente apresenta maior conformabilidade quando comparada a tecidos. Portanto, identificamos na amostra EMS.M.1, a combinação adequada entre respirabilidade, toque e impedância.

### 4.3 Sistema de *feedback* integrado

Pelos motivos previamente descritos nos tópicos anteriores, o sensor de pressão com 5% de GNPs e o eletrodo EMS.M.1, foram escolhidos como os mais adequados para o sistema de *feedback* em questão. Como o objetivo foi realizar um estudo quantitativo para verificar se o sistema sensorio desenvolvido é compreensível para os utentes com amputação até a linha do cotovelo e, conscientes da especificidade do nível de amputação e próteses utilizadas por cada qual, procedeu-se com a integração dos mesmos em um sistema vestível que pudesse se adaptar às próteses distintas dos utentes disponíveis. Assim, identificamos na luva, o suporte adequado para receber os sensores de pressão e de temperatura, por se conformar de forma adequada a diferentes materiais e formas das próteses comerciais, por ser um substrato têxtil que irá intermediar o toque, ou seja, o contacto com a prótese será por uma superfície mais agradável quando comparada aos materiais utilizados em uma mão protética e em conformidade com o sensor de pressão que é propriamente um têxtil. Para o eletrodo, optamos por uma braçadeira com sistema de elástico ajustável para braços com larguras diversas.

Inicialmente, esperávamos utilizar uma luva convencional, feita de material flexível, como a poliamida. Entretanto, ao realizarmos um simples teste de vestir a prótese impressa por nós neste estudo, observamos que a mão protética teve a sua flexibilidade reduzida. Portanto, optamos por um modelo com apenas 2 dedos, utilizada geralmente por atletas de treinamento funcional de alta intensidade, para não comprometer a flexibilidade da mesma durante o movimento de fechar e abrir a mão. A luva é composta por 35% de poliuretano e 65% de poliamida. A partir de então,

procedeu-se com a afixação dos sensores nesta referida base. Foi utilizado um adesivo térmico (Bemis 5254), a 170 °C, com pressão de 5.5 bar, durante 20 segundos na prensa térmica para unir o sensor de pressão à luva, deixando aparente apenas as pontas dos elétrodos, vide etapas 1 e 2 da Figura 81. Esses referidos elétrodos têxteis do sensor de pressão foram unidos aos fios de cobre convencionais, por meio de uma cola condutora (Ecolit 342), que secou em temperatura ambiente por 24 horas, vide etapa 3 da Figura 81. Para o sensor de temperatura, por apresentar pequenos orifícios, o mesmo foi costurado com linha convencional diretamente na luva, depois recebeu uma camada de fita isolante para contribuir na aderência entre o fio e a luva e, posteriormente, foi encapsulado com uma camada do mesmo material da luva, onde apenas a área responsiva à temperatura ficou aparente. Tal esquema está ilustrado na Figura 81, etapas 3 e 4. Relativamente ao posicionamento dos sensores, os mesmos foram escolhidos tendo como base um estudo que realizou experimentos entre apertos de mão com o objetivo de identificar as áreas onde a mão é tocada (recetor), e as áreas da mão responsáveis pelo toque, sendo este designado de remetente (Orefice et al., 2016). Neste sentido, a palma interna da mão foi elencada como o local a receber a toque, mais precisamente entre o dedo indicador e o polegar, área esta escolhida para o sensor de pressão. O sensor de temperatura foi posicionado ao lado do sensor de pressão, porque o mesmo funciona por aproximação.



Figura 81. Esquema que ilustra o método de integração do sensor de pressão e de temperatura na supracitada luva.

Relativamente aos elétrodos de electroestimulação, os mesmos foram unidos a uma braçadeira convencional por meio do adesivo térmico previamente mencionado. O modelo é elástico, ajustável, e composto por tecido 100% poliéster na face interna. Após a devida aplicação dos elétrodos, foram feitos furos no lado direito do tecido, para que as molas dos elétrodos pudessem atravessar do avesso ao direito da braçadeira. A Figura 82 a) representa o lado do avesso da braçadeira com o elétrodo embutido, ou seja, lado em contacto com a pele, e a Figura 82 b) representa o lado direito da braçadeira, ou seja, o lado que irá receber o aparelho de electroestimulação.

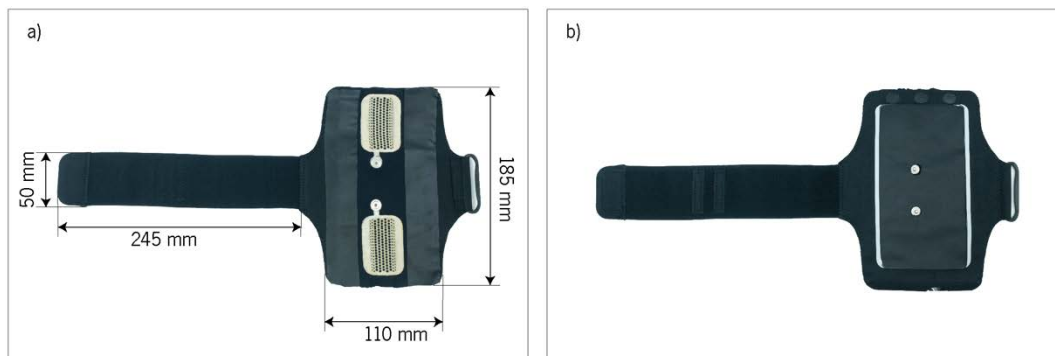


Figura 82. Braçadeira com elétrodos de estimulação têxtil desenvolvido por nós: a) lado direito da braçadeira; b) avesso da braçadeira.

Subsequentemente, os sensores foram conectados ao Arduino, que por sua vez foi conectado ao aparelho de electroestimulação. É de salientar que este esquema está devidamente explicado na secção “ Sistema sensório responsivo: aprendizado pela experiência”. Portanto, para proteger o microcontrolador e o hardware desenvolvidos, foi modelada uma caixa no software Fusion 360 e impressa pela tecnologia FDM, que contém abertura para os fios que ligam os sensores, a própria alimentação do Arduino, e o aparelho de electroestimulação que se conecta aos elétrodos têxteis por meio de molas. A caixa também contém um botão que permite ajustar a intensidade do estímulo para cada utente em questão. Para a impressão da mesma, foi utilizado o filamento PLA, a Tabela 14 indica os parâmetros de impressão. Para fechar a caixa foram utilizados 8 parafusos de cabeça cilíndrica Phillips M2 com 6 mm de diâmetro. A Tabela 15 indica o tempo e material gasto para impressão.



Tabela 14. Parâmetro de impressão da caixa para Arduino e acessórios.

<b>Filamento</b>	<b>Nozzle</b>	<b>Perímetro</b>	<b>Temperatura de impressão</b>	<b>Velocidade de impressão (print/travel)</b>	<b>Infill</b>
PLA	0.4	2	220 °C	60 mm/s, 80 mm/s	40 %

Tabela 15. Relação tempo e quantidade de material gasto para cada peça.

<b>Peça</b>	<b>Filamento</b>	<b>Tempo de impressão</b>	<b>Quantidade de material</b>
Tampa	PLA	2 horas e 5 minutos	22 g
Caixa	PLA	5 horas e 11 minutos	67 g
Dedos	Carbono	4 horas e 19 minutos	54 g
Cobertura da palma	TPU	4 horas e 12 minutos	16 g

A Figura 83 apresenta o resultado da impressão e montagem da referida caixa. Na Figura 83 a) é possível identificar a montagem das ligações elétricas e de como o Arduino está posicionado dentro da caixa. Na Figura 83 b), evidencia-se a abertura do avesso da caixa, para que o aparelho de electroestimulação fosse devidamente encaixado. A Figura 83 c), apresenta como a caixa foi fechada por meio dos parafusos, assim como destaca a abertura da mesma para os fios. Na Figura 83 d), o botão que permite ajustar a intensidade do sinal é destacado.

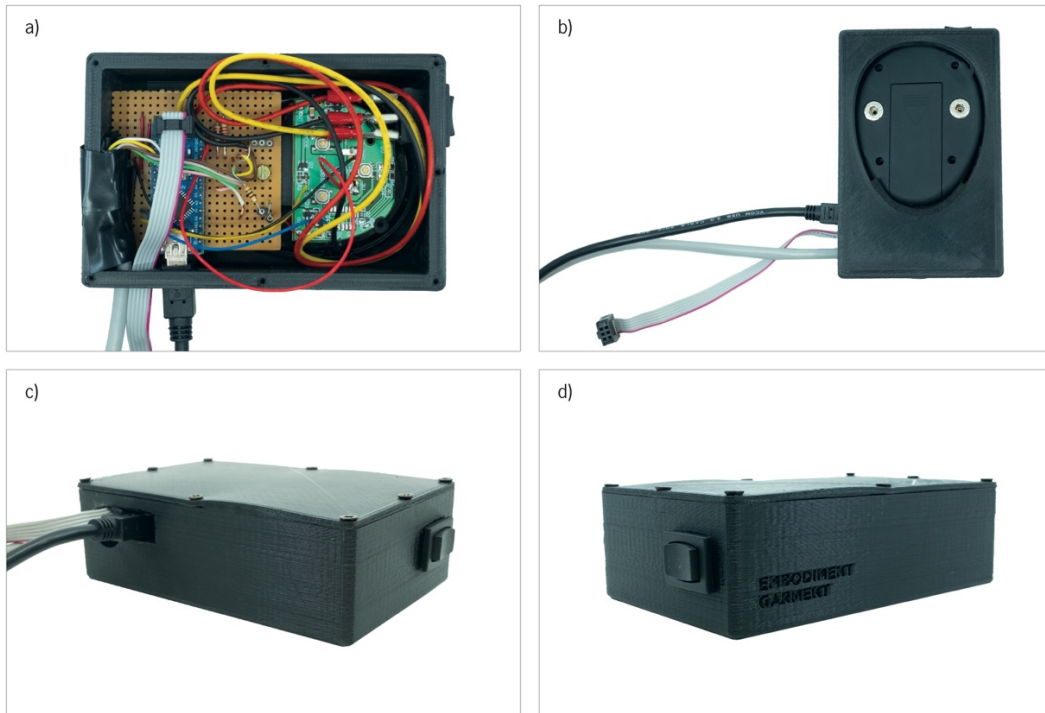


Figura 83. Vista superior da caixa impressa a conter abertura para os fios que ligam os sensores, a própria alimentação do Arduino, e o Arduino; b) vista traseira que retrata a abertura para o aparelho de electroestimulação, onde as molas ficam aparentes; c) caixa devidamente fechada com parafusos; d) botão que permite regular a intensidade da estimulação pelo próprio utente.

As molas dos eléctodos do lado direito da braçadeira (Figura 82 b), são conectadas às molas do aparelho de electroestimulação ( Figura 83 b). Esse esquema está devidamente ilustrado na Figura 84 a) e b).

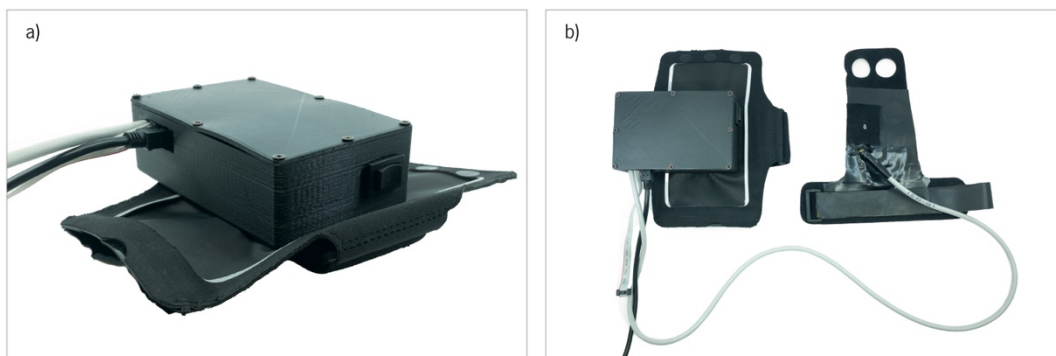


Figura 84. a) demonstrativo de como o aparelho de electroestimulação é conectado ao eléctrodo têxtil por molas; b) demonstrativo do sistema de *feedback* integrado, onde a luva é o suporte para os sensores, a braçadeira é o suporte para os eléctodos, e a caixa recebe os estímulos dos sensores e transmite para o aparelho de electroestimulação.

A prótese impressa por nós foi vestida com a respetiva luva. Assim, pudemos realizar ensaios de validação do aperto de mão em estado real, antes de legitimar com os utentes e suas referidas próteses. A Figura 85 apresenta a prótese montada, impressa e vestida com a luva, de diferentes ângulos.



Figura 85. Prótese impressa e montada por nós, modelo Kinetic Hand, vestida com a luva sensória.

E a Figura 86 apresenta o resultado do sistema de *feedback* integrado desenvolvido e sua devida projeção em um braço.



Figura 86. Sistema de *feedback* integrado montado e a vestir um braço.

## 4.4 Ensaios de validação do sistema de *feedback* desenvolvido

Para a realização dos ensaios de validação do sistema de *feedback* desenvolvido e previamente apresentado, a envolver voluntários utentes com amputação de membro superior e não amputados, procedeu-se com o pedido de autorização junto ao comitê de ética da Universidade do Minho. De acordo com o ponto 19 do Despacho RT31, que diz que “em trabalhos que envolvam investigação com humanos, tecidos, animais ou ambiente, deve ser anexado comprovativo de que a investigação mereceu parecer positivo do Conselho de Ética da Universidade ou de uma Subcomissão”. O referido parecer teve aprovação (088/2022), e encontra-se no fim da tese, como apêndice.

O objetivo da realização dos ensaios com os utentes foi validar se o sistema de *feedback* sensorial proposto é compreensível para o utilizador, ou seja, se a partir dos estímulos recebidos o amputado conseguirá obter respostas perceptíveis sobre o aperto de mão que está a receber.

Para além disso, enquanto Designer de Moda e a partir da compreensão fenomenológica da roupa enquanto discurso identitário, interessa-nos analisar se a prótese estética somada ao sistema de *feedback* sensorial desenvolvido, para os utilizadores em questão, pode atuar como elemento cognitivo a contribuir para uma prótese mais responsiva, ou seja, que se comunique melhor tanto com o próprio amputado, quanto com o seu entorno.

### 4.4.1 Protocolo de investigação e realização dos testes

#### 4.4.1.1 Primeira parte do estudo

A primeira parte do estudo consistiu em promover *feedback* sensorial a amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes a um aperto de mão atuaram como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como *output*, utilizamos um sistema de electroestimulação a informar ao utilizador de que o aperto de mão está a decorrer.

Para a realização do teste perceptual o voluntário (a) esteve sentado, confortavelmente, e vendado, a vestir o dispositivo sensorial em questão. Tal dispositivo consiste em uma luva/prótese

a conter um sensor de pressão com 2.5 cm de diâmetro e um sensor de temperatura com 9 mm de diâmetro, a atuarem ambos como inputs. Em contrapartida, elétrodos de estimulação de campo concêntrico em torno de 5.5 x 4 cm, com um padrão hexagonal e 3 cm de distância entre elétrodos, posicionados no antebraço, mais precisamente no músculo do bíceps braquial do braço amputado, a operar como outputs, ou seja, padrões de resposta para o aperto de mão.

Dois parâmetros de estimulação foram alternados. Estes parâmetros já foram previamente evidenciados, e estão indicados na Tabela 6. É de salientar que a variação da pressão torna o sinal de electroestimulação percebido mais rápido, e a variação na temperatura, torna cada impulso do sinal de electroestimulação mais longo em termos de tempo, sendo percebido como mais intenso embora haja um controlo de intensidade global independente). Esta explicação foi feita aos participantes do estudo.

Para a realização deste protocolo, houve dois momentos distintos de recrutamento de voluntários. O primeiro deu-se no Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil da Universidade do Minho (2C2T), com os estudantes e ou investigadores. Foram seleccionados 1 mulher e 1 homem, com 37 e 34 anos, respetivamente. Essa primeira seleção teve como objetivo validar o funcionamento do sistema operacional desenvolvido. Neste estudo, os supracitados voluntários serão denominados de V01 e V02. Na segunda etapa, os participantes foram recrutados junto ao centro de ortopedia denominado Padrão Ortopédico, situado na cidade do Porto, PT, com orientação da profissional ortoprotésico responsável, Joana Alexandra Ferreira. O processo de seleção deu-se por serem pacientes do centro de ortopedia, amputados de membro superior na região até ao cotovelo, independente do braço, que já utilizam próteses de membro superior. Neste sentido, foram seleccionados dois homens, com 51 e 71 anos de idade, respetivamente. O primeiro com amputação na altura do punho, no lado direito do braço, e o segundo com amputação bilateral um pouco abaixo do cotovelo.-. Nesta descrição vamos denominá-los de V03 e V04. Ambos estudaram até ao ensino secundário, e têm como causa da amputação acidentes no trabalho. O V03 teve a sua mão cortada por uma máquina há 24 anos. No início utilizou próteses acionáveis pelo ombro, mas não se adaptou devido ao desconforto gerado pelo peso do dispositivo, e desde então utiliza próteses mioelétricas. O V04 foi eletrocutado, também no seu trabalho, e utiliza duas próteses mioelétricas há 23 anos. Para além disso, a profissional ortoprotésico responsável, juntamente com suas 2 estagiárias, testaram o referido sistema e contribuíram através da

apreciação de questionários. A Figura 87 a) apresenta o voluntário V04, e em b) a ortoprotésico e sua equipa.



Figura 87. A figura apresenta em a) o estudo com o voluntário V04; b) o estudo com a ortoprotésico e sua equipa.

A seguir descrevemos de forma detalhada o estudo.

1º: o sistema de *feedback* foi devidamente apresentado ao voluntário (a), vide Figura 88 a);

2º: o mesmo foi convidado a assinar a carta de consentimento de participação, vide Figura 88 b);

3º: o voluntário foi convidado a experimentar o sistema desenvolvido, com o objetivo de compreender os estímulos e suas correlações, assim como identificarmos a intensidade de sinal adequada para cada um, vide Figura 88 c);

4º: o voluntário foi vedado e outra pessoa iniciou o aperto de mão com duração de 30 segundos, seguido de um período de descanso de 5 minutos. Durante o aperto de mão, o voluntário respondeu ao questionário de forma verbal. Outra pessoa iniciou um novo aperto de mão prosseguido de um novo questionário, e este procedimento se repetiu por 3 vezes. Ou seja,

ao todo foram três apertos de mão realizados por pessoas distintas seguido por um período de descanso. Vide Figura 88 c).



Figura 88. Etapas seguidas durante os testes de validação do sistema de *feedback* com o V03.

É de salientar que durante os testes o Arduino esteve conectado ao PC, atuando assim como fonte de alimentação e, através do próprio *software*, os dados atribuídos durante os testes foram adquiridos num computador. Essa primeira etapa teve duração máxima de 45 minutos, que engloba o posicionamento dos sensores, explicação de funcionamento do sistema, definição da intensidade perceptível para cada voluntário, o aperto de mão e a aplicação do questionário. É de se ressaltar que a ordem das pessoas a realizarem o aperto de mão se deu de forma aleatória, ou seja, ora um homem seguido de uma mulher, ora uma mulher seguida de um homem, ora só homens ou apenas mulheres. Para além disso, a ordem dos estímulos foi estabelecida e combinada com os voluntários a apertarem as mãos dos utentes, da seguinte maneira: primeiro um aperto de mão onde a temperatura foi um estímulo aplicado, seguido de um aperto de mão com pressão, e por último um aperto de mão com pressão e temperatura.

O objetivo deste estudo foi identificar quais informações o amputado adquiriu a partir do aperto de mão, saber se os estímulos são de fácil assimilação e distinguíveis entre si. Neste sentido, o questionário que se encontra como apêndice, foi aplicado.

Para além disso, interessa-nos compreender, por parte dos ortopedistas, a opinião dos mesmos sobre o sistema. Portanto, o questionário que se encontra como apêndice, foi aplicado aos mesmos.

Após a aquisição e referida transcrição dos dados, os mesmos foram analisados pelo modelo logístico, onde se fez uma relação direta entre as variáveis analisadas (temperatura e pressão), e as respostas obtidas.

#### 4.4.1.2 Segunda parte

A segunda parte do experimento, teve como objetivo explorar os efeitos de sentido que emanam das próteses enquanto discurso identitário. Interessa-nos, neste momento, a visão do amputado sobre duas específicas próteses estéticas desenvolvidas, motivo pelo qual esta etapa foi realizada apenas com os utentes. Tratam-se de próteses integradas ao vestuário, desenvolvida nos moldes do Design de Moda, e impressas pela tecnologia 3D, e previamente descritas no tópico Conceito da peça vestível.

Ainda sentados, os voluntários foram convidados a responderem a outras perguntas. Para tanto, a metodologia utilizada nesta segunda etapa, foi a Análise Fenomenológica Interpretativa, “Interpretive Phenomenological Analysis” (IPA), baseada em inquéritos, como abordagem teórica, combinadas com sondagens informativas. A IPA é uma abordagem de pesquisa qualitativa comprometida com a investigação de como as pessoas dão sentido às suas principais experiências de vida. À medida que os participantes foram solicitados a pensar sobre o que aconteceu, refletir sobre isso e interpretá-lo para o pesquisador, a IPA assume a forma de hermenêutica, onde o pesquisador tenta interpretar as respostas dos utilizadores sobre as suas experiências. A IPA é baseada no interacionismo simbólico, focada em como os indivíduos interagem com as coisas com base em significados sociais. A IPA não procura investigar os aspetos objetivos dos eventos, mas a forma como as pessoas percebem e interpretam suas experiências (A. Smith et al., 2022). O questionário aplicado também está no apêndice. Ao todo, os dois experimentos tiveram a duração de 1 hora.



## 4.4.2 Resultados e discussão

### 4.4.2.1 Validação de uso do sistema de *feedback* sensorial

#### I. Voluntários não-amputados

Embora o escopo deste estudo sejam os amputados, o sistema de *feedback* desenvolvido é constituído por estímulos não invasivos que devem ser compreensíveis por qualquer um. Isso posto, a prótese feita por nós com a luva desenvolvida foi acoplada no braço de voluntários, que também vestiram a braçadeira e, devidamente vendados, realizámos os ensaios. A distância entre os dedos da prótese, e o design da mão protética em si, foi propício para que a luva estivesse devidamente a cobrir a palma da mão protética de forma adequada. Além disso, a posição da mão protética, meio entreaberta, facilitou para que o aperto de mão ocorresse.

A Figura 89 apresenta os dados adquiridos durante os 3 apertos de mão com a voluntária V01. Nesse gráfico, em vermelho é expressa a relação entre variação de temperatura ( $^{\circ}$  C) e o tempo *on-off* do sinal (ms), e em azul a pressão aplicada no sensor, que é adquirida através da variação de tensão (V), e o intervalo entre ativação (ms). Para além, a figura ilustra em forma de ícone o estímulo evidenciado em cada aperto de mão.

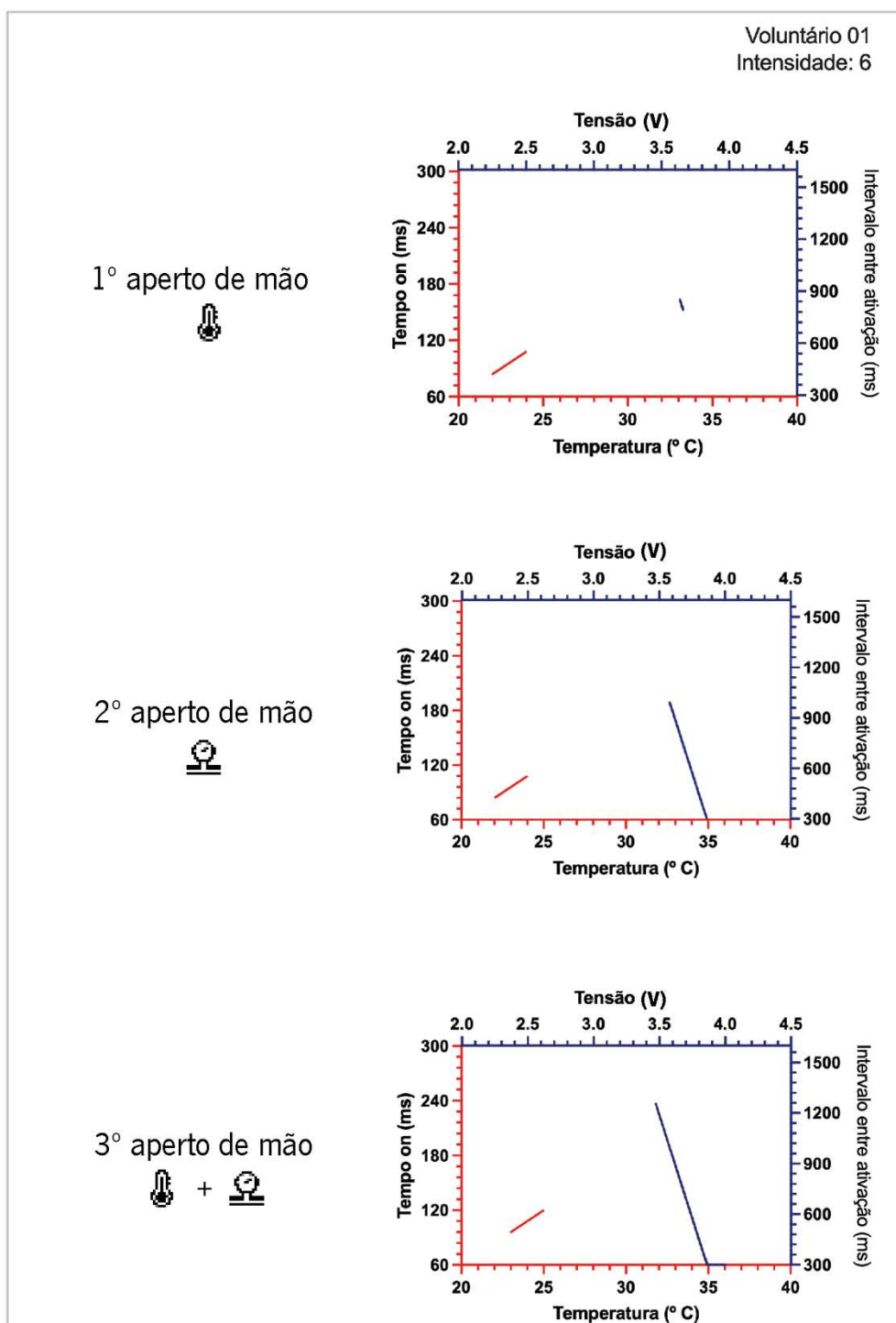


Figura 89. Dados obtidos durante os 3 apertos de mão, para a V01, onde os dados em vermelho apresentam a correlação entre temperatura ( $^{\circ}$  C) e tempo on-off (ms), e os dados em azul, a correlação entre pressão, adquirida sob valores de tensão (mV) e o intervalo entre ativações (ms).

A seguir, a Tabela 16 apresenta a resposta da voluntária V01 para cada aperto de mão, onde o X representa a identificação de cada estímulo.

Tabela 16. A resposta da V01 para cada estímulo percebido durante os 3 apertos de mão.

<b>1º aperto de mão</b>		<b>2º aperto de mão</b>		<b>3º aperto de mão</b>	
Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura
Resposta V01	x	x		x	x

Ou seja, a supracitada voluntária conseguiu identificar os referidos estímulos de forma correta. No primeiro aperto de mão ela identificou apenas a temperatura, no segundo apenas a pressão, e no terceiro os 2 estímulos em simultâneo. Para além disso, conforme registado na sua ficha de avaliação, a mesma distinguiu a temperatura como uma pequena variação de sinal. Esse comentário está em concordância com os dados adquiridos, pois a alteração da temperatura no 1º e 3º apertos de mão se deu de 22 °C para 25 °C. Em suma, para além de conseguir distinguir os estímulos, a V01 relatou a correta interpretação da mesma para a intensidade da temperatura.

Na sequência, a Figura 90 apresenta os dados adquiridos durante os 3 apertos de mão com o voluntária V02, e a Tabela 17 evidencia as respostas do mesmo, relativamente aos estímulos percebidos.

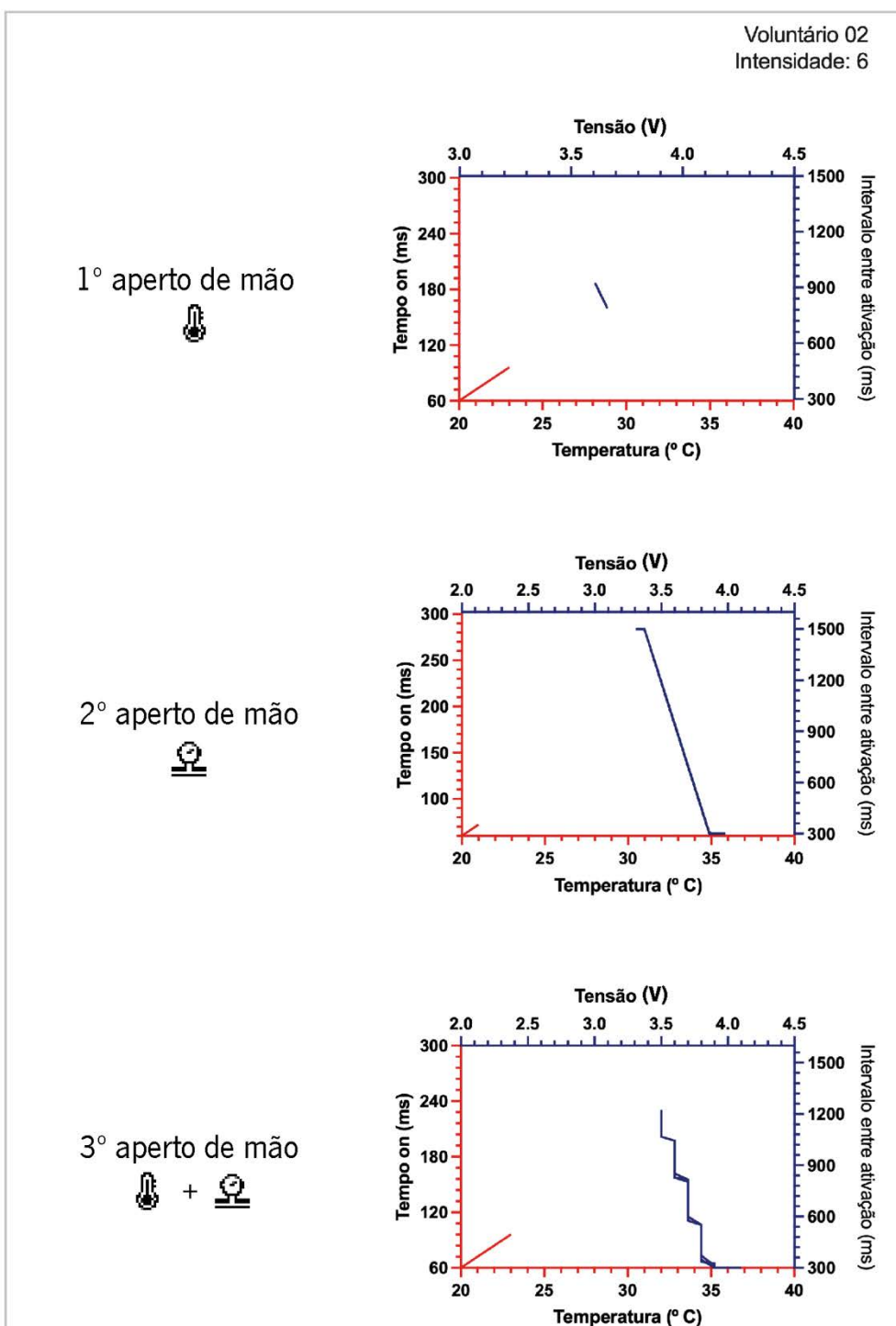


Figura 90. Dados obtidos durante os 3 apertos de mão, para o V02, onde os dados em vermelho apresentam a correlação entre temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) e tempo on-off (ms), e os dados em azul, a correlação entre pressão, adquirida sob valores de tensão (mV) e o intervalo entre ativação (ms).

Tabela 17. A resposta do V02 para cada estímulo percebido durante os 3 apertos de mão

	<b>1º aperto de mão</b>		<b>2º aperto de mão</b>		<b>3º aperto de mão</b>	
	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura
Resposta V02		x	x		x	x

Por meio das respostas do V02 é possível confirmar que o mesmo conseguiu diferenciar de forma adequada os estímulos em questão, assim como a voluntária anterior.

Esses resultados preliminares validam o funcionamento do sistema, o que nos permitiu avançar com os ensaios com os amputados.

## II. Voluntários amputados

A Figura 91 nos apresenta os dados adquiridos durante os 3 apertos de mão para o voluntário V03, e a Tabela 18 destaca as respostas adquiridas do voluntário V03.

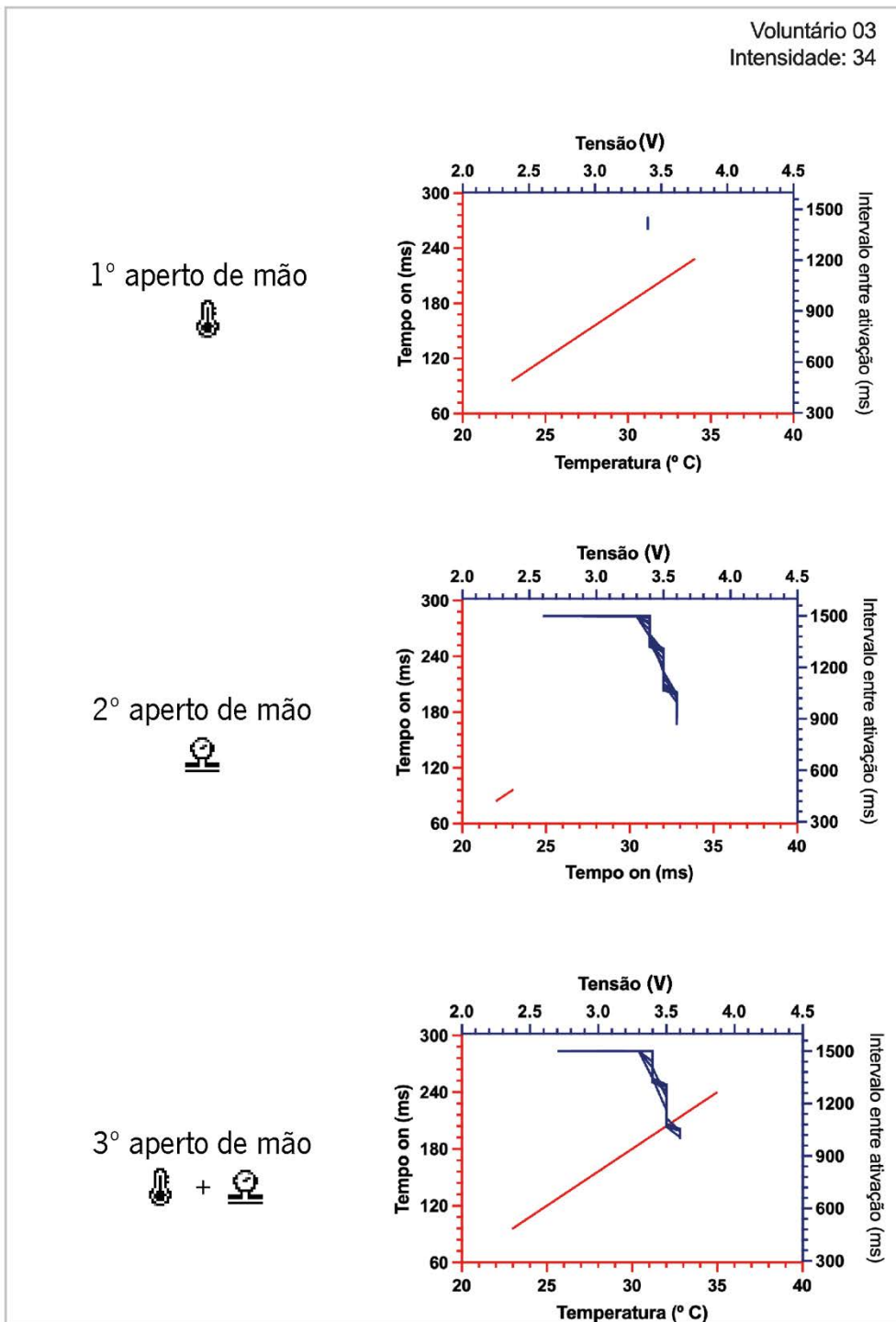


Figura 91. Dados obtidos durante os 3 apertos de mão, para o V03, onde os dados em vermelho apresentam a correlação entre temperatura ( $^{\circ}$  C) e tempo on-off (ms), e os dados em azul, a correlação entre pressão, adquirida sob valores de tensão (mV) e o intervalo entre ativação (ms).

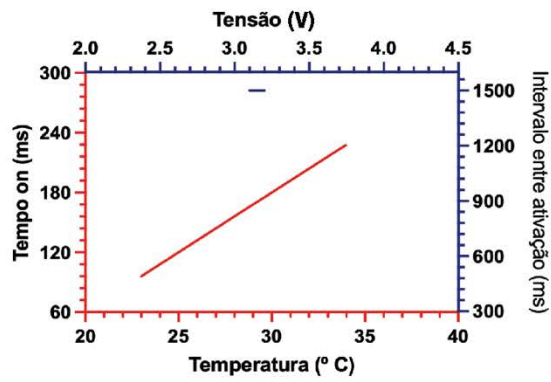
Tabela 18. A resposta do V03 para cada estímulo percebido durante os 3 apertos de mão

	<b>1º aperto de mão</b>		<b>2º aperto de mão</b>		<b>3º aperto de mão</b>	
	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura
Resposta V03		x	x		x	x

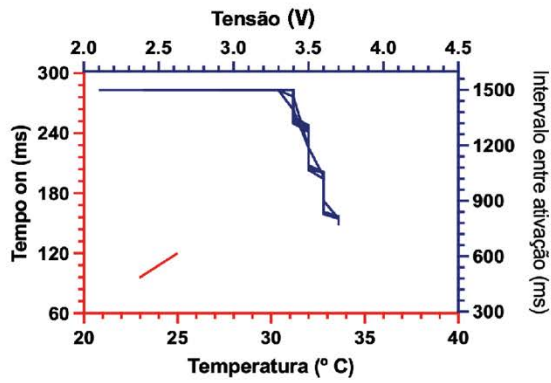
Se compararmos os dados adquiridos com as respostas fornecidas pelo V03, veremos que os dados estão corretos, ou seja, a identificação do estímulo está em concordância com os dados adquiridos. Entretanto, no 2º aperto de mão, o V03 ao identificar a pressão como estímulo, informou verbalmente que era um estímulo igual ao anterior, e, claramente, através da figura acima, os estímulos são diferentes. É de salientar que o voluntário demonstrou um pouco nervosismo durante a realização dos testes, o seu membro residual, inclusive, estava a tremer. Há aqui uma questão a se destacar que refere-se ao tempo de aprendizagem. Quanto mais o utilizador é submetido aos referidos estímulos, mas o cérebro se reordenará para fazer a correta percepção dos mesmos. Entretanto, este processo não se reduz há alguns minutos ou horas, o ideal é que seja feito durante dias ou meses.

A Figura 92 nos apresenta os dados adquiridos durante os estudos com o voluntário V04, e a Tabela 19 evidencia a resposta dos mesmos para a percepção individual de cada estímulo, durante os respetivos apertos de mão.

1° aperto de mão



2° aperto de mão



3° aperto de mão

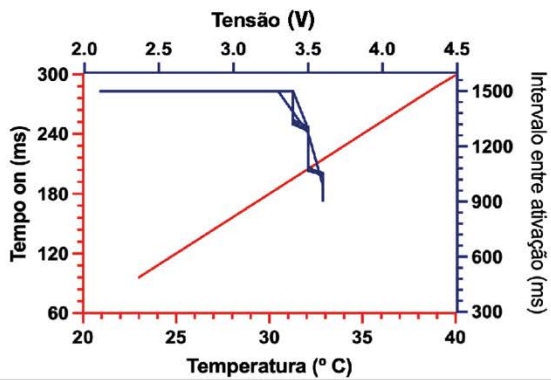


Figura 92. Dados obtidos durante os 3 apertos de mão, para o V04, onde os dados em vermelho apresentam a correlação entre temperatura ( $^{\circ}$  C) e tempo on-off (ms), e os dados em azul, a correlação entre pressão, adquirida sob valores de tensão (mV) e o intervalo entre ativação (ms).



Tabela 19. A resposta do V04 para cada estímulo percebido durante os 3 apertos de mão

	<b>1º aperto de mão</b>		<b>2º aperto de mão</b>		<b>3º aperto de mão</b>	
	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura	Pressão	Temperatura
Resposta V04	x	x	x		x	x

Ao compararmos os dados adquiridos com as respostas fornecidas, veremos que o voluntário identificou corretamente quase todos os apertos de mão, exceto o primeiro.

Para além disso, ambos foram questionados sobre o funcionamento e a perceção individual de conforto do referido sistema. Os dois informaram que o sistema de *feedback* háptico é útil para ambos, que utilizariam no dia a dia, e que o mesmo é confortável. E, como confortável, se referiram, especificamente, ao toque, grau de aperto da braçadeira e grau de conforto/desconforto do sinal elétrico recebido. Acrescenta-se que o voluntário V03 destacou que o sistema seria útil para medir a pressão que ele mesmo aplica sobre determinados utensílios e objetos, como copos e ovos. V03 descreve que no início da utilização da sua prótese mioelétrica o mesmo quebrou alguns copos e ovos, por não saber que estava a aplicar muita força à sua prótese. Relativamente a assimilação dos estímulos, o voluntário V03 disse que é de fácil compreensão, e o voluntário V04 que é difícil. Quanto ao último quesito, mais uma vez, se reitera a necessidade de, em ensaios futuros, submeter os possíveis utilizadores a um período maior de aprendizagem.

Diante dos resultados apresentados é de elucidar que as respostas foram condizentes com os estímulos aplicados, o que valida, não só o sistema de *feedback* desenvolvido, como certifica o funcionamento individual do sensor de pressão e do eletrodo têxtil. Especificamente quanto ao sensor de pressão, foi possível identificar que o mesmo apresentou certa instabilidade para retornar ao seu estado antes da deformação mecânica. Esse comportamento foi encontrado em outros sensores de pressão têxteis, entretanto, é de salientar que essa questão pode ser resolvida por meio de uma adequada calibração do mesmo.

Em suma, dentro da referida amostragem, os resultados foram bem promissores, pois revelam que o sistema é de fácil assimilação, confortável, e útil para o dia a dia dos possíveis utilizadores. Também, o sistema mostrou que para além de conceder informações sobre o aperto de mão que está a receber, também pode informar sobre forças aplicadas pelo próprio utente,

seja ao quebrar um ovo, ou segurar um copo. Para além disso, como o sensor de temperatura tem a capacidade de medir sem contacto, o mesmo pode ser um indicador de perigo, ao informar ao utente que o mesmo está a se aproximar de áreas com altas temperaturas.

Estes resultados abrem caminho para que, após os ajustes de calibração, sejam feitos ensaios clínicos com uma amostragem maior e mais diversificada.

Quando submetidos ao segundo questionário, o que avalia a percepção fenomenológica das suas referidas próteses, obtivemos as seguintes respostas:

1. A prótese utilizada por ambos é uma parte integrante do corpo de cada qual, e não um objeto externo;
2. Ambos compreendem que suas respectivas próteses são acessórios estéticos, e não dispositivos médicos;
3. Ambos acreditam que as suas referidas próteses os representam esteticamente;
4. Ambos tiveram uma sensação de estranheza quando viram as próteses desenvolvidas;
5. Ambos disseram que o uso da prótese está relacionado com a inserção dos mesmos ao estatuto da “normalidade”;
6. Quando questionados sobre a prótese e a roupa serem uma única peça, V03 disse que compreenderia a sua prótese como parte integrante do próprio corpo, enquanto V04 não soube opinar;
7. Ambos disseram que não teriam próteses para diferentes ocasiões;
8. Quando questionados sobre a manufatura de suas próteses com elementos estéticos sob medida, assim como os estilistas os fazem, V03 disse que isso não o ajudaria em seu poder de comunicação, enquanto V04 não soube opinar;
9. Quando questionados se o sistema de *feedback* testado, se agregado a uma prótese esteticamente feita sob medida o ajudariam em seu poder de comunicação, V04 disse que sim, e V03 não soube opinar;
10. Ambos disseram que a união entre a estética com o sistema de *feedback* testado anteriormente, podem contribuir para a reconfiguração de experiências afetivas.

Diante dessas respostas, é importante destacar que o universo de signos utilizados para construir a representação do amputado, através da história do olhar, passou de estereótipos que

ênfatizam o “valor humano” inferior às ideias de igualdade e unidade. Esta representação das identidades sociais, de certa maneira, é validada pelos supracitados utilizadores, através da identificação de suas próteses como parte constituinte dos seus respectivos corpos. Ou seja, as próteses são constituintes imprescindíveis para a formação corporal dos mesmos: para o que eles compreendem como unidade. Entretanto, essa unidade está relacionada à dois fatores distintos: o 1º refere-se à complementação visual de um membro ausente pelo uso da prótese; e o 2º está relacionado à utilização da mesma, ou seja, a capacidade da mesma em desempenhar funções de aperto, por exemplo. Ambos os utilizadores revelaram que não se vêem sem as suas respectivas próteses, entretanto, destacaram que o uso das mesmas está intrinsecamente relacionado ao uso de uma peça de roupa que tape todo o braço e que deixe apenas parte dos dedos à mostra. Para além disso, ambos ênfatizaram que as próteses precisam ser da cor da pele, e o objetivo é sempre não transparecer que os mesmos fazem uso de um dispositivo médico. Tais resultados indicam que, embora os mesmos tenham afirmado que compreendem as suas respectivas próteses como acessórios que os representam esteticamente, provavelmente houve um erro de compreensão de conceitos por ambos, tendo em consideração que na verdade, para ambos, o uso da prótese está relacionado à retomada da condição de normalidade.

### III. Ortopedistas

No que tange a apreciação da profissional ortoprotésico e de sua equipa, antes de mais, é de mais uma vez salientar que as mesmas experimentaram o sistema e os referidos estímulos. A partir dessa vivência, responderam o questionário de sim ou não, onde as respostas se encontram abaixo:

1. O sistema de *feedback* háptico desenvolvido pode ser útil para o amputado;
2. O sistema de *feedback* desenvolvido é intuitivo e de fácil compreensão;
3. O sistema de *feedback* desenvolvido tem um aspeto confortável;
4. O sistema de *feedback* desenvolvido tem aplicabilidade no dia a dia do utilizador.

A única ressalva feita pela ortoprotésico, é que em uma real situação de uso, a caixa com a parte elétrica (assim descrita pela mesma), precisa ser reduzida ao máximo, pois o peso é uma questão crucial para os utentes que utilizam próteses no seu dia a dia.

## 5 CAPÍTULO V | Conclusões e perspectivas futuras

### 5.1 Conclusões

A assimilação dos símbolos para com os corpos que apresentavam desvios “padrões”, foi construída, durante muito tempo, em preceitos de inferioridade. Gradativamente, a história do olhar tratou de deslocar os estereótipos que enfatizam o “valor humano inferior” e que lidavam com a dinâmica social da vergonha e humilhação, para conceberem ideais de igualdade e unidade. É neste contexto que esta tese procurou inserir-se, ao evidenciar a representação das individualidades dos corpos por meio de uma dialética entre o Design de Moda com os Têxteis Inteligentes para promover uma melhor comunicação com o seu ambiente, e consigo mesmo.

Pela metodologia fundamentada no ciclo de Krebs adotada neste estudo, e descrita no tópico 3.1, sabemos que a ciência converte informação em conhecimento. Nesta tese, o estado da arte evidenciou que a “interação social”, associada à possibilidade de vestir, e que conceda informações sobre estímulos externos, são necessidades eminentes para a inovação de próteses com responsividade sensória. Estas informações foram convertidas em conhecimento a partir do desenvolvimento e validação de um sistema de *feedback* háptico em base têxtil.

Pudemos concluir que a técnica de estamparia se mostrou fiável, de fácil manipulação, acessível e reprodutível para a deposição de materiais ativos em substratos têxteis. Para além disso, a amostra funcionalizada com 5% de GNPs, para além de manifestar comportamento piezoresistivo, apresentou menor CV% e maior sensibilidade. No que se refere aos elétrodos têxteis, mesmo tendo apresentado maiores valores de impedância elétrodo-pele, suas superiores propriedades de conforto somadas à vantagem de reuso dos mesmos, suportam o benefício dos elétrodos têxteis em detrimento dos elétrodos de gel. Portanto, como primeira conclusão temos a validação do uso dos sensores e elétrodos de forma individualizada.

Na sequência, os supracitados desenvolvimentos têxteis foram inseridos em um sistema de *feedback* sensorial. Neste contexto, o sensor de pressão foi capaz de detectar as forças sofridas por um aperto de mão, e o elétrodo têxtil foi eficiente em promover estímulo elétrico a distintos

utilizadores de forma compreensível. Ou seja, suportamos o conhecimento tanto dos têxteis como detectores, quanto emissores de estímulos.

Para além da validação técnica, tivemos a legitimação do sistema desenvolvido por parte dos possíveis utilizadores. Tal sustentação abriu frente para outras aplicações do referido sistema, que se complementa à informação do contacto sobre o aperto de mão. Nomeadamente, informações sobre a temperatura de outros utensílios, ou a força que o utilizador está a aplicar em objetos. Por este aspecto, concluímos que o sistema fornece informações sobre o entorno do utilizador no aspecto afetivo, no caso do aperto de mão, mas também de segurança, ao informar, por exemplo, que o mesmo está a se aproximar de altas temperaturas.

Isto é, a Engenharia têxtil em conjunto com a Eletrónica, transformou todo o conhecimento destacado em utilidade para o público ao qual este projeto se destina.

Na sequência, através do Design de Moda, foi possível elaborar estratégias que desafiam as elaborações pré-concebidas sobre mecanismos não-invasivos para se alcançar a corporificação de dispositivos protéticos. Neste sentido, pela Moda, conceptualizaram-se formas que materializam as utopias e extrapolam os contornos dos corpos, não como uma réplica do membro perdido em questão, mas por meio da ideia de que é possível criar o que quer que seja naquele espaço anatómico. Para além disso, trabalhou-se a concepção de peças protéticas integradas no vestuário, que se aproximam mais de preceitos da Moda e, de uma certa maneira, apontam para a prótese como uma roupa do corpo.

Para atingir tal materialização, o uso da manufatura aditiva, em específico da tecnologia FDM, mostrou-se de fácil manipulação, de baixo custo e foi validada como método de desenvolvimento e produção de peças vestíveis, desmembráveis e customizáveis. Neste mesmo contexto, o modelo de prótese escolhido foi aprovado nos parâmetros preço e facilidade de impressão/montagem. Nesta perspetiva, conclui-se que profissionais de outras áreas podem fazer uso de tais desenvolvimentos para contribuir para a acessibilidade de dispositivos protéticos *open source*, assim como cooperar para o desenvolvimento e inovação de novos dispositivos protéticos.

Por outro lado, identificou-se que, embora o discurso da prótese como elemento estético tenha sido validado pelos dois utilizadores homens em questão, os mesmos evidenciaram que não teriam próteses para diferentes ocasiões, adaptáveis e customizáveis. Ambos responderam que

preferem próteses na cor da pele e fazem sempre uso da roupa como recurso para tapar/esconder o membro protético. Ou seja, mais uma vez estas respostas apontam para o estigma e conceitos de inferioridade associados ao corpo “disforme” que estão enraizados na sociedade.

Diante do exposto, dos desenvolvimentos com base na Engenharia Têxtil e no Design de Moda, procurou-se criar imagens de Moda que questionassem tais ideais de inferioridade e, de alguma maneira questionassem a consciência sobre corpos disformes como lugar de empoderamento, justamento pela prótese enquanto roupa. Para além das imagens criadas durante o desenvolvimento da tese, tais peças foram expostas em exposições de arte, o que nos possibilitou abrir este espaço de diálogo entre a Moda e as Próteses.

Claramente, alguns quesitos necessitam ser melhorados em trabalhos futuros, nomeadamente, a estabilidade do sensor de pressão e a miniaturização de toda a parte elétrica, como através de placas de circuito impresso flexíveis, do inglês *printed circuit board* (PCBs).

Entretanto, é irrefutável a validação do sistema de *feedback* desenvolvido e a sua importância no que tange o objetivo proposto e atingido nesta tese, que foi a criação de um mecanismo que possibilitasse ao amputado ter informações corretas sobre estímulos externos, e consequentemente, fosse um contributo para o desenvolvimento de próteses inteligentes mais responsivas.

## 5.2 Perspectivas futuras

Espera-se que as partes desenvolvidas sejam aprimoradas nos quesitos citados, para que possam formar uma unidade que entre num “nível de organização” mais alto, pela correta integração entre o design e os sensores. Para tal, o objetivo é que o método desenvolvido seja replicado desde o seu início para um utente específico. Em outras palavras, que o utilizador seja um colaborador desde o início do desenvolvimento de sua prótese/roupa, que acompanhe o processo, e que o referido design enuncie a representação dos seus desejos.

De forma subsequente, espera-se integrar o sistema de *feedback* na supracitada peça vestível e analisar o seu uso a partir de aspectos referentes à aprendizagem ao longo do tempo. Por este aspeto, será possível investigar o aumento da conectividade entre as áreas visuais e sensório-motoras do cérebro ligadas à funcionalidade das mãos, assim como averiguar se o cérebro pode reaproveitar recursos neurais originalmente desenvolvidos para, a partir da representação visual, remodelar o sistema motor e sensorial.

Para além disso, temos como perspetiva futura nos fundamentarmos na neurobiologia vegetal, não só como índices para a estrutura conceptual de projetos de design, como propriamente ser o alicerce para o desenvolvimento de novos sensores. Neste caso, referimo-nos à maneira como o universo vegetal responde aos estímulos.

## 6 REFERÊNCIAS

- A. Smith, J., Flowers, P., & Larkin, M. (2022). *Interpretative Phenomenological Analysis: Theory, Method and Research* (A. Mahe, Ed.; 2nd ed.). SAGE.
- Akgun, M., Gunaydin, G. K., Gürarda, A., & Çeven, E. K. (2020). Investigation of the comfort properties of traditional woven fabrics with different structural parameters. *Industria Textila*, 71(4), 302–308. <https://doi.org/10.35530/IT.071.04.1701>
- Akirmak, O. O., Tatar, Ç., Altun, Z. G., & Mishchenko, Y. (2017). Design of an accessible, powered myoelectrically controlled hand prosthesis. *TEM Journal*, 6(3), 479–483. <https://doi.org/10.18421/TEM63-07>
- Allison, L., Hoxie, S., & Andrew, T. L. (2017). Towards seamlessly-integrated textile electronics: methods to coat fabrics and fibers with conducting polymers for electronic applications. *Chemical Communications*, 53(53), 7182–7193. <https://doi.org/10.1039/C7CC02592K>
- Altaf, N. U. H., Naz, M. Y., Shukrullah, S., & Bhatti, H. N. (2021). Testing of photocatalytic potential of silver nanoparticles produced through nonthermal plasma reduction reaction and stabilized with saccharides. *Main Group Chemistry*, 1–14. <https://doi.org/10.3233/mgc-210059>
- Amjadi, M., Kyung, K., Park, I., & Sitti, M. (2016). Stretchable , Skin-Mountable , and Wearable Strain Sensors and Their Potential Applications : A Review. *Advanced Func*, 26, 1678–1698. <https://doi.org/10.1002/adfm.201504755>
- Anchieta, I. (2019). *Imagens da Mulher no Ocidente Moderno 1: Bruxas e Tupinambás Canibais* (1ª edição). Edusp - Editora da Universidade de São Paulo.
- Araby, S. percolation in graphene – polymer composites E. percolation in graphene – polymer composites, Meng, Q., Zhang, L., Mu, M., Wan, C., Gorgolis, G., & Galiotis, C. (2018). Electrical percolation in graphene – polymer composites. *2D Materials*, 5(3), 032003. <https://doi.org/10.1088/2053-1583/aac055>
- Araújo, J. C., Ferreira, D. P., Teixeira, P., & Fangueiro, R. (2020). In-situ synthesis of CaO and SiO<sub>2</sub> nanoparticles onto jute fabrics: exploring the multifunctionality. *Cellulose*, 1, 1123–1138. <https://doi.org/10.1007/s10570-020-03564-1>



- Arman Kuzubasoglu, B., & Kursun Bahadir, S. (2020). Flexible temperature sensors: A review. In *Sensors and Actuators, A: Physical* (Vol. 315). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112282>
- Arruda, M. L. (2016). *Flavio de Carvalho: uma filogenética vestimentar* [Dissertação de Mestrado]. Universidade Federal do Espírito Santo.
- Asirdizer, M., Hekimoğlu, Y., & Keskin, S. (2022). Investigation of effective factors on traumatic amputations due to road traffic accidents. *Injury*, *53*(3), 966–971. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.11.021>
- ASTM International. (2015). ISO / ASTM52900: 15 Standard Terminology for Additive Manufacturing – General Principles – Terminology. In *Book of Standards Volume: 10.04*. <https://doi.org/10.1520/ISOASTM52900-15>
- Atalie, D., & Rotich, G. K. (2020). Impact of cotton parameters on sensorial comfort of woven fabrics. *Research Journal of Textile and Apparel*, *24*(3), 281–302. <https://doi.org/10.1108/RJTA-01-2020-0004>
- Baribina, N., Oks, A., Baltina, I., Katashev, A., Semjonova, G., & Bergmane, E. (2019). Development of pressure sensitive glove prototype. *Key Engineering Materials*, *800 KEM*, 326–330. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.800.326>
- Basal, G., & Ilgaz, S. (2009). A Functional Fabric for Pressure Ulcer Prevention. *Textile Research Journal*, *79*(16), 1415–1426. <https://doi.org/10.1177/0040517509105600>
- Basov, M. (2020). Development of high-sensitivity pressure sensor with on-chip differential transistor amplifier. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, *30*(6), 065001. <https://doi.org/10.1088/1361-6439/ab82f1>
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2008). *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso* (L. B. Lima, Ed.; 3. ed.). Artmed.
- Beckerle, P., Willwacher, S., Liarokapis, M., Bowers, M. P., & Popovic, M. B. (2019). Prosthetic Limbs. In *Biomechatronics* (pp. 235–278). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812939-5.00009-4>

- Behroozian, A., & Beckman, J. A. (2020). Microvascular Disease Increases Amputation in Patients With Peripheral Artery Disease. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, *40*(3), 534–540. <https://doi.org/10.1161/ATVBAHA.119.312859>
- Bhat, K. S., Ahmad, R., Wang, Y., & Hahn, Y. B. (2016). Low-temperature sintering of highly conductive silver ink for flexible electronics. *Journal of Materials Chemistry C*, *4*(36), 8522–8527. <https://doi.org/10.1039/c6tc02751b>
- Biddiss, E., & Chau, T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthetics and Orthotics International*, *31*(3), 236–257. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
- Bikas, H., Stavropoulos, P., & Chryssolouris, G. (2016). Additive manufacturing methods and modeling approaches: A critical review. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *83*(1–4), 389–405. <https://doi.org/10.1007/s00170-015-7576-2>
- Blaisdell, M. G. S., & Yun, C. (2020). The effect of repeated laundering on the softness and smoothness of terry-cloth towels using a sound spectrum analysis. *International Journal of Clothing Science and Technology*. <https://doi.org/10.1108/IJCST-02-2020-0015>
- Bos, F., Wolfs, R., Ahmed, Z., & Salet, T. (2016). Additive manufacturing of concrete in construction: potentials and challenges of 3D concrete printing. *Virtual and Physical Prototyping*, *11*(3), 209–225. <https://doi.org/10.1080/17452759.2016.1209867>
- Bosque, A. del, Xoan, F. S.-R., Sánchez, M., & Alejandro, U. (2022). Wearable Sensors Based on Graphene Nanoplatelets Reinforced Polydimethylsiloxane for Human Motion Monitoring: Analysis of Crack Propagation and Cycling Load Monitoring. *Chemosensors*, *10*(75), 1–14. <https://doi.org/10.3390/chemosensors10020075>
- Bourell, D. L. (2016). Perspectives on Additive Manufacturing. *Annual Review of Materials Research*, *46*(1), 1–18. <https://doi.org/10.1146/annurev-matsci-070115-031606>
- Brown, L. (2019). Prosthetics and Adaptable Clothing during the First World War. *The Journal of Dress History*, *3*(1), 1–269.

- Bruno, F. da S. (2016). *A quarta revolução industrial do setor têxtil e de confecção: a visão de futuro para 2030* (1a ed.). Estação das Letras e Cores.
- Burkholder, P. R., & Pratt, R. (1936). Leaf-Movements of *Mimosa Pudica* in Relation to Light. *American Journal of Botany*, 23(1), 46. <https://doi.org/10.2307/2436393>
- Busch, O. V. O. N., & Hwang, D. (2020). *Feeling Fashion: The embodied gamble of our social skin* (Second edi). SelfPassage.
- Canguilhem, G. (1965). *La connaissance de la vie*. Vrin.
- Carvalho, F. (2010). A importância da cauda – A Comichão filogenética. In *A moda e o novo homem* (p. 303). Azougue editorial.
- Carvalho, H., Yao, Y., & Gonçalves, L. M. (2017). Flexible force sensors for e-textiles. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 254(7), 3–8. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/254/7/072007>
- Centro Catarina De Reabilitação. (2018). *Níveis de amputação*. <http://www.catarin.org/niveis-de-amputacao/>
- Chatterjee, K., Tabor, J., & Ghosh, T. K. (2019). Electrically conductive coatings for fiber-based E-Textiles. *Fibers*, 7(6), 1–45. <https://doi.org/10.3390/fib7060051>
- Chen, D., Cai, Y., & Huang, M. C. (2018). Customizable pressure sensor array: Design and evaluation. *IEEE Sensors Journal*, 18(15), 6337–6344. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2832129>
- Chen, Z., Zhao, D., Ma, R., Zhang, X., Rao, J., Yin, Y., Wang, X., & Yi, F. (2021). Flexible temperature sensors based on carbon nanomaterials. In *Journal of Materials Chemistry B* (Vol. 9, Issue 8, pp. 1941–1964). Royal Society of Chemistry. <https://doi.org/10.1039/d0tb02451a>
- Chevalier, J., & Gheerbrant, A. (1998). *Dicionário de símbolos: mitos, sonhos, costumes, gestos, formas, figuras, cores, números* (12th ed.). José Olympio.

- Chua, C. K., & Leong, K. F. (2016). *3D Printing And Additive Manufacturing: Principles And Applications* (5 edition). World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.
- Chung, C., Lee, M., & Choe, E. K. (2004). Characterization of cotton fabric scouring by FT-IR ATR spectroscopy. *Carbohydrate Polymers*, *58*(4), 417–420. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2004.08.005>
- Ciccarese, F. (2018). *Youbionic*. <https://www.youbionic.com/store/handstl>
- Cifuentes, C. A. (2015). Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion. *Springer Tracts in Advanced Robotics 115, September*, 105. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-34063-0>
- Çiplak, Z., Yildiz, N., & Çalimli, A. (2015). Investigation of graphene/Ag nanocomposites synthesis parameters for two different synthesis methods. *Fullerenes Nanotubes and Carbon Nanostructures*, *23*(4), 361–370. <https://doi.org/10.1080/1536383X.2014.894025>
- Ciurana, J. de, Serenó, L., & Vallès, È. (2013). Selecting process parameters in RepRap additive manufacturing system for PLA scaffolds manufacture. *Procedia CIRP*, *5*, 152–157. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2013.01.031>
- Clemens, F., Wegmann, M., Graule, T., Mathewson, A., Healy, T., Donnelly, J., Ullsperger, A., Hartmann, W., & Papadas, C. (2003). Computing Fibers: A Novel Fiber for Intelligent Fabrics? *Advanced Engineering Materials*, *5*(9), 682–687. <https://doi.org/10.1002/adem.200300371>
- Clites, T. R., Carty, M. J., Ullauri, J. B., Carney, M. E., Mooney, L. M., Duval, J. F., Srinivasan, S. S., & Herr, H. M. (2018). Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis. *Science Translational Medicine*, *10*(443), 1–13. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aap8373>
- Coccia, E. (2010). *A vida sensível*. Cultura e Barbárie Editora.
- Cordella, F., Ciancio, A. L., Sacchetti, R., Davalli, A., Cutti, A. G., Guglielmelli, E., & Zollo, L. (2016). Literature review on needs of upper limb prosthesis users. In *Frontiers in Neuroscience* (Vol. 10, Issue MAY). <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>

- Costa, J. C., Spina, F., Lugoda, P., Garcia-Garcia, L., Roggen, D., & Münzenrieder, N. (2019). Flexible Sensors—From Materials to Applications. *Technologies*, 7(2), 35. <https://doi.org/10.3390/technologies7020035>
- Costa, S. M., Ferreira, D. P., Ferreira, A., Vaz, F., & Fangueiro, R. (2018). Multifunctional flax fibres based on the combined effect of silver and zinc oxide (Ag/zno) nanostructures. *Nanomaterials*, 8(12), 1–21. <https://doi.org/10.3390/nano8121069>
- Courtine, J.-J. (2011). O corpo anormal História e antropologia culturais da deformidade. In J.-J. Courtine & G. Vigarello (Eds.), *História do corpo 3. As mutações do Olhas: O Século XX: Vol. III* (4 edição, pp. 7–615). Editora vozes.
- Cranfield, J. (2013). *Snake Arm*. The Alternative Limb Project.
- de Jong, S., Snaith, J. W., & Michie, N. A. (1986). A Mechanical Model for the Lateral Compression of Woven Fabrics. *Textile Research Journal*, 56(12), 759–767. <https://doi.org/10.1177/004051758605601208>
- Demiroz Gun, A., Unal, C., & Unal, B. T. (2008). Dimensional and physical properties of plain knitted fabrics made from 50/50 bamboo/cotton blended yarns. *Fibers and Polymers*, 9(5), 588–592. <https://doi.org/10.1007/s12221-008-0094-1>
- Desai, D. R., & Magliocca, G. N. (2014). PATENTS , MEET NAPSTER : 3D PRINTING AND THE DIGITIZATION OF THINGS. *Georgetown Law Journal*, 102(6), 1691–1720.
- Dieren, S. van, Beulens, J. W. J., Schouw, Y. T. van der, & Grobbee, D. E. (2010). The global burden of diabetes and its complications: an emerging pandemic. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, 17(1\_suppl), s3–s8. <https://doi.org/10.1097/01.hjr.0000368191.86614.5a>
- Eco, H. (2007). *História da feiúra*. Record.
- Eco, H. (2010). *A história da beleza*. Editora Record. [www2.fc.unesp.br/encine/documentos/AP/2011/7.doc](http://www2.fc.unesp.br/encine/documentos/AP/2011/7.doc)
- Edwards, D. S., Guthrie, H. C., Yousaf, S., Cranley, M., Rogers, B. A., & Clasper, J. C. (2016). Trauma-related amputations in war and at a civilian major trauma centre—comparison of

care, outcome and the challenges ahead. *Injury*, 47(8), 1806–1810.  
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.05.029>

Elftman, E. (1939). *The function of the arms in walking* (Vol. 11). Johns Hopkins Press.

El-Newashy, R. F., Mowafi, S., Abou Taleb, M., & El-Sayed, H. (2020). Enhancing Electrical Conductivity Attributes of Knitted Polyester Fabrics Using ZnO Nano-particles. *Egyptian Journal of Chemistry*, 63(9), 3191–3198.  
<https://doi.org/10.21608/ejchem.2020.24432.2460>

E-nable. (2022). *E-nabling the future*. <https://enablingthefuture.org/>

Esmail, A., Poncet, F., Auger, C., Rochette, A., Dahan-Oliel, N., Labbé, D., Kehayia, E., Billebaud, C., de Guise, É., Lessard, I., Ducharme, I., Vermeersch, O., & Swaine, B. (2020). The role of clothing on participation of persons with a physical disability: A scoping review. *Applied Ergonomics*, 85(February). <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103058>

Euler, L., Guo, L., & Persson, N. K. (2022). A review of textile-based electrodes developed for electrostimulation. In *Textile Research Journal* (Vol. 92, Issues 7–8, pp. 1300–1320). SAGE Publications Ltd. <https://doi.org/10.1177/00405175211051949>

F42 committee. (2009). *ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies*. <https://www.astm.org/COMMITTEE/F42.htm>

Farina, D., Lorrain, T., Negro, F., & Jiang, N. (2010). High-density EMG E-textile systems for the control of active prostheses. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, 3591–3593.  
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627455>

Fernandes, A. P. (2019, January 19). Diego precisa de nova prótese para ser “um menino normal.” *Jornal de Notícias*, 24.

Fink, Y. (MIT), Loke, G. (MIT), & Yuan, R. (MIT). (2018). *Multimaterial 3D-Printing with Functional Fiber* (Patent No. US 2018/0141274 A1).

- Fiorillo, A. S., Critello, C. D., & Pullano, A. S. (2018). Theory, technology and applications of piezoresistive sensors: A review. *Sensors and Actuators, A: Physical*, *281*, 156–175. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.07.006>
- Fontana, J. M., O'Brien, R., Laciari, E., Maglione, L. S., & Molisani, L. (2018). Vibrotactile Stimulation in the Upper-Arm for Restoring Individual Finger Sensations in Hand Prosthesis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, *38*(5), 782–789. <https://doi.org/10.1007/s40846-018-0374-1>
- Foucault, M. (2013). *O corpo utópico, as heterotopias*. n-1 publications.
- Fougner, Anders; Stavadahl, Øyvind; Kyberd, Peter J; Losier, Yves G; Parker, P. A. (2012). Control of Upper Limb Prostheses : Terminology and Proportional Myoelectric Control – A Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *20*(5), 663–677. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2196711>
- Foundation, M. (2016). *3D Prosthetics*. <https://fondation.msf.fr/en/projects/3d-prosthetics>
- Fraden, J. (2004). *Handbook of Modern Sensors* (third edit). Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/b97321>
- FrancaVilla, P., Ferreira, D. P., Ara, J. C., & Fanguero, R. (2021). Smart Fibrous Structures Produced by Electrospinning Using the Combined Effect of PCL / Graphene Nanoplatelets. *Applied Sciences (Switzerland)*, *11*(1124).
- French, A. D., & Kim, H. J. (2018). Cotton Fiber: Physics, Chemistry and Biology. *Cotton Fiber: Physics, Chemistry and Biology*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-00871-0>
- Frick, A., & Rochman, A. (2004). Characterization of TPU-elastomers by thermal analysis (DSC). *Polymer Testing*, *23*(4), 413–417. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2003.09.013>
- Friedmann, L. W. (1972). Amputations and prostheses in primitive cultures. *Bulletin of Prosthetics Research, Spring*, 105–138. <https://doi.org/10.1177/0361198118796940>
- Gagliano, M., Renton, M., Depczynski, M., & Mancuso, S. (2014). Experience teaches plants to learn faster and forget slower in environments where it matters. *Oecologia*, *175*(1), 63–72. <https://doi.org/10.1007/s00442-013-2873-7>

- Gallace, A., & Spence, C. (2010). The science of interpersonal touch: An overview. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *34*(2), 246–259.  
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2008.10.004>
- Gallo, S., Cucu, L., Thevenaz, N., Sengul, A., & Bleuler, H. (2014). Design and control of a novel thermo-tactile multimodal display. *2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, 75–81.  
<https://doi.org/10.1109/HAPTICS.2014.6775436>
- Georgousis, G., Pandis, C., Kalamiotis, A., Georgiopoulos, P., Kyritsis, A., Kontou, E., & Pissis, P. (2015). Strain sensing in polymer / carbon nanotube composites by electrical resistance measurement. *Composites: Part B*, *68*, 162–169.  
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2014.08.027>
- Gibbard, J., & Payne, S. (2014). *Open Bionics*. <https://openbionics.com/>
- Gniotek, K., Frydrysiak, M., Zieba, J., Tokarska, M., & Stempien, Z. (2011). Innovative textile electrodes for muscles electrostimulation. *2011 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*, 305–310.  
<https://doi.org/10.1109/MeMeA.2011.5966678>
- Graczyk, E. L., Resnik, L., Schiefer, M. A., Schmitt, M. S., & Tyler, D. J. (2018). Home use of a neural-connected sensory prosthesis provides the functional and psychosocial experience of having a hand again. *Scientific Reports*, *8*(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-26952-x>
- Grancarić, A. M., Jerković, I., Koncar, V., Cochrane, C., Kelly, F. M., Soulat, D., & Legrand, X. (2018). Conductive polymers for smart textile applications. *Journal of Industrial Textiles*, *48*(3), 612–642. <https://doi.org/10.1177/1528083717699368>
- Griffin, J. W., McArthur, J. C., & Polydefkis, M. (2001). Assessment of cutaneous innervation by skin biopsies. *Neuromuscular Diseases: Nerve*, *14*(5), 655–659.  
<https://doi.org/10.1097/00019052-200110000-00016>
- Guçlu, B. (Ed.). (2021). *Somatosensory Feedback for Neuroprosthetics*. Elsevier.



- Guo, S. Z., Qiu, K., Meng, F., Park, S. H., & McAlpine, M. C. (2017). 3D Printed Stretchable Tactile Sensors. *Advanced Materials*. <https://doi.org/10.1002/adma.201701218>
- Hahamy, A., Macdonald, S. N., van den Heiligenberg, F., Kieliba, P., Emir, U., Malach, R., Johansen-Berg, H., Brugger, P., Culham, J. C., & Makin, T. R. (2017). Representation of Multiple Body Parts in the Missing-Hand Territory of Congenital One-Handers. *Current Biology*, *27*(9), 1350–1355. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.03.053>
- Hahamy, A., Sotiropoulos, S. N., Henderson Slater, D., Malach, R., Johansen-Berg, H., & Makin, T. R. (2015). Normalisation of brain connectivity through compensatory behaviour, despite congenital hand absence. *eLife*, *4*. <https://doi.org/10.7554/eLife.04605>
- Hall, P. M., & Spencer Hall, D. A. (1983). The handshake as interaction. *Semiotica*, *45*(3–4), 249–264. <https://doi.org/10.1515/semi.1983.45.3-4.249>
- Hanses, J. T., & Koeppen, B. M. (2003). *Atlas de fisiologia humana de Netter* (Vol. 71). ArtMed Editora.
- Haraway, Donna; Kunzru, Hari; Tadeu, Tomaz. (2009). *Antropologia do ciborgue: as vertigens do pós-humano* (2 edição). Autêntica editora.
- Hasan, S., & Jaafar, A. (2018). *Wearable Mind Thoughts Controlled Open Source 3D Printed Arm with Wearable Mind thoughts Controlled Open Source 3D Printed Arm with Embedded Sensor Feedback System*. September.
- He, J., Zhang, Y., Zhou, R., Meng, L., Chen, T., Mai, W., & Pan, C. (2020). Recent advances of wearable and flexible piezoresistivity pressure sensor devices and its future prospects. *Journal of Materiomics*, *6*(1), 86–101. <https://doi.org/10.1016/j.jmat.2020.01.009>
- Heo, J. S., Shishavan, H. H., Soleymanpour, R., Kim, J., & Kim, I. (2020). Textile-Based Stretchable and Flexible Glove Sensor for Monitoring Upper Extremity Prosthesis Functions. *IEEE Sensors Journal*, *20*(4), 1754–1760. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2949177>
- Hernigou, P. (2013). Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). *International Orthopaedics*, *37*(6), 1195–1197. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1884-7>

- Hertenstein, M. J., Verkamp, J. M., Kerestes, A. M., & Holmes, R. M. (2006). The communicative functions of touch in humans, nonhuman primates, and rats: A review and synthesis of the empirical research. *Genetic, Social, and General Psychology Monographs*, *132*(1), 5–94. <https://doi.org/10.3200/MONO.132.1.5-94>
- HI. (2018). *HI: Handicap international humanity & inclusion: Instruction manual*. <https://hi.org/>
- Hong, K. S., Bhutta, M. R., Liu, X., & Shin, Y. il. (2017). Classification of somatosensory cortex activities using fNIRS. *Behavioural Brain Research*, *333*(June), 225–234. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2017.06.034>
- Huang, H., Shin, H., Watkins, Z., Zhu, Y., & Hu, X. (2018). Evoked haptic sensations in the hand via non-invasive proximal nerve stimulation. *Journal of Neural Engineering*, *15*(4). <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aabd5d>
- Huang, Y., Leu, M. C., Mazumder, J., & Donmez, A. (2015). Additive Manufacturing: Current State, Future Potential, Gaps and Needs, and Recommendations. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, *137*(1), 014001. <https://doi.org/10.1115/1.4028725>
- Huchet, N. (2012). *BionicoHand*. <https://bionico.org/>
- Hughes, J., Spielberg, A., Chounlakone, M., Chang, G., Matusik, W., & Rus, D. (2020). A Simple, Inexpensive, Wearable Glove with Hybrid Resistive-Pressure Sensors for Computational Sensing, Proprioception, and Task Identification. *Advanced Intelligent Systems*, *2*(6), 2000002. <https://doi.org/10.1002/aisy.202000002>
- Husain, M. D., Kennon, R., & Dias, T. (2014). Design and fabrication of Temperature Sensing Fabric. *Journal of Industrial Textiles*, *44*(3), 398–417. <https://doi.org/10.1177/1528083713495249>
- Ibrahim, Z., Nagarajan, R., Rizon, M., Hazry, D., Ruslizam, D., & Azlin, C. O. (2008). Electromyography signal based for intelligent prosthesis design. *IFMBE Proceedings*, *21* / *IFMBE*(1), 187–190. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-69139-6-50>

- Infarmed. (2016). *Infarmed: Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde*. <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/entidades/dispositivos-medicos/classificacao-e-fronteiras>
- Jiang, N., Dosen, S., Muller, K. R., & Farina, D. (2012). Myoelectric control of artificial limbs: is there a need to change focus? [In the Spotlight]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 29(5), 148–152. <https://doi.org/10.1109/MSP.2012.2203480>
- Jiang, N., Rehbaum, H., Vujaklija, I., Graimann, B., & Farina, D. (2014). Intuitive, online, simultaneous, and proportional myoelectric control over two degrees-of-freedom in upper limb amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 501–510. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2278411>
- Jiménez-Suárez, A., & Prolongo, S. G. (2020). Graphene nanoplatelets. In *Applied Sciences (Switzerland)* (Vol. 10, Issue 5). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/app10051753>
- Kamedulski, P., Truszkowski, S., & Lukaszewicz, J. P. (2020). Highly effective methods of obtaining n-doped graphene by gamma irradiation. *Materials*, 13(21), 1–14. <https://doi.org/10.3390/ma13214975>
- Karahan, H. A., & Özdoğan, E. (2008). Improvements of surface functionality of cotton fibers by atmospheric plasma treatment. *Fibers and Polymers*, 9(1), 21–26. <https://doi.org/10.1007/s12221-008-0004-6>
- Kate, J. ten, Smit, G., & Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(3), 300–314. <https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1253117>
- Kettenmann, A. (2001). *Frida Kahlo* (S. Bald & A. Taschen, Eds.). Taschen.
- Khalo, F. (n.d.). Perna protética com bota de couro vermelha e bordados verdes. In *Museo Casa Azul*.
- Khlebtsov, N. G., Trachuk, L. A., & Mel'nikov, A. G. (2005). The effect of the size, shape, and structure of metal nanoparticles on the dependence of their optical properties on the refractive

- index of a disperse medium. *Optics and Spectroscopy (English Translation of Optika i Spektroskopija)*, 98(1), 77–83. <https://doi.org/10.1134/1.1858043>
- Kim, G., Vu, C. C., & Kim, J. (2020). Single-layer pressure textile sensors withwoven conductive yarn circuit. *Applied Sciences (Switzerland)*, 10(8). <https://doi.org/10.3390/APP10082877>
- Knezić, Ž., Penava, Ž., Penava, D. Š., & Rogale, D. (2021). The impact of elongation on change in electrical resistance of electrically conductive yarns woven into fabric. *Materials*, 14(12). <https://doi.org/10.3390/ma14123390>
- Knoop, E., Bächer, M., & Beardsley, P. (2017). Contact pressure distribution as an evaluation metric for human-robot hand interactions. *HRI 2017 Workshop: Towards Reproducible HRI Experiments: Scientific Endeavors, Benchmarking and Standardization*.
- Kottner, J., Cuddigan, J., Carville, K., Balzer, K., Berlowitz, D., Law, S., Litchford, M., Mitchell, P., Moore, Z., Pittman, J., Sigaudou-Roussel, D., Yee, C. Y., & Haesler, E. (2019). Prevention and treatment of pressure ulcers/injuries: The protocol for the second update of the international Clinical Practice Guideline 2019. *Journal of Tissue Viability*, 28(2), 51–58. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2019.01.001>
- Krucińska, I., Cybula, M., Rambašek, L., & van Langenhove, L. (2010). Piezoelectric textiles: State of the art. *Materials Technology*, 25(2), 93–100. <https://doi.org/10.1179/175355510X12716725525717>
- Kruth, J. P., Leu, M. C., & Nakagawa, T. (1998). Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 47(2), 525–540. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)63240-5](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)63240-5)
- Kuiken, T. A., Lock, B. A., Lipschutz, R. D., Miller, L. A., Stubblefield, K. A., & Englehart, K. B. (2009). *for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms*. 301(6), 619–628. <https://doi.org/10.1001/jama.2009.116.Targeted>
- Kumar, S., Ropmay, G. D., Rathore, P. K., Rangababu, P., & Akhtar, J. (2020). Sensitivity enhancement of P-and N-MOS based current mirror pressure sensor using differential amplifier. *AIP Conference Proceedings*, 2294. <https://doi.org/10.1063/5.0031312>

- Lebedev, V., Laukhina, E., Laukhin, V., Somov, A., Baranov, A. M., Rovira, C., & Veciana, J. (2017). Investigation of sensing capabilities of organic bi-layer thermistor in wearable e-textile and wireless sensing devices. *Organic Electronics*, *42*, 146–152. <https://doi.org/10.1016/j.orgel.2016.12.034>
- Lee, H. (2010). *Thermal design: heat sinks, thermoelectrics, heat pipes, compact heat exchangers, and solar cells*. Wiley.
- Li, G., Geng, Y., Tao, D., & Zhou, P. (2011). Performance of electromyography recorded using textile electrodes in classifying arm movements. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 4243–4246. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091053>
- Li, J., Fang, L., Sun, B., Li, X., & Kang, S. H. (2020). Review—Recent Progress in Flexible and Stretchable Piezoresistive Sensors and Their Applications. *Journal of The Electrochemical Society*, *167*(3), 037561. <https://doi.org/10.1149/1945-7111/ab6828>
- Li, N., Huang, S., Zhang, G., Qin, R., Liu, W., Xiong, H., Shi, G., & Blackburn, J. (2018). Progress in Additive Manufacturing on New Materials. *Journal of Materials Science & Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2018.09.002>
- Li, Q., Zhang, L. N., Tao, X. M., & Ding, X. (2017). Review of Flexible Temperature Sensing Networks for Wearable Physiological Monitoring. In *Advanced Healthcare Materials* (Vol. 6, Issue 12). Wiley-VCH Verlag. <https://doi.org/10.1002/adhm.201601371>
- Li, S., Li, R., González, O. G., Chen, T., & Xiao, X. (2021). Highly sensitive and flexible piezoresistive sensor based on c-MWCNTs decorated TPU electrospun fibrous network for human motion detection. *Composites Science and Technology*, *203*, 108617. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2020.108617>
- Li, Y. Q., Huang, P., Zhu, W. bin, Fu, S. Y., Hu, N., & Liao, K. (2017). Flexible wire-shaped strain sensor from cotton thread for human health and motion detection. *Scientific Reports*, *7*, 1–7. <https://doi.org/10.1038/srep45013>
- Light, C. M., Chappell, P. H., & Kyberd, P. J. (2002). Establishing a standardized clinical assessment tool of pathologic and prosthetic hand function: Normative data, reliability, and

- validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(6), 776–783.  
<https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32737>
- Lima, M., Silva, L. F., Vasconcelos, R., Martins, J., & Hes, L. (2005). FRICTORQ, Tribómetro para Avaliação Objectiva de Superfícies Têxteis. *IBERTRIB 2005: III Congresso Ibérico de Tribologia*.
- LimbForge™. (2017). *Limb Forge*. <https://www.limbforge.org/>
- Lin, C., Liu, J., & Sun, H. (2020). Risk factors for lower extremity amputation in patients with diabetic foot ulcers: A meta-analysis. *PLOS ONE*, 15(9), e0239236.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239236>
- Liu, M., Pu, X., Jiang, C., Liu, T., Huang, X., Chen, L., Du, C., Sun, J., Hu, W., & Wang, Z. L. (2017). Large-Area All-Textile Pressure Sensors for Monitoring Human Motion and Physiological Signals. *Advanced Materials*, 29(41), 1–9. <https://doi.org/10.1002/adma.201703700>
- Lloyd, D. M., McGlone, F. P., & Yosipovitch, G. (2015). Somatosensory pleasure circuit: From skin to brain and back. *Experimental Dermatology*, 24(5), 321–324.  
<https://doi.org/10.1111/exd.12639>
- Magee, R. (1998). Amputation Through the Ages: the Oldest Major Surgical Operation. *ANZ Journal of Surgery*, 68(9), 675–678. <https://doi.org/10.1111/j.1445-2197.1998.tb04843.x>
- Makin, T. R., Scholz, J., Filippini, N., Henderson Slater, D., Tracey, I., & Johansen-Berg, H. (2013). Phantom pain is associated with preserved structure and function in the former hand area. *Nature Communications*, 4, 1570–1578. <https://doi.org/10.1038/ncomms2571>
- Malik, S. A., Kaynak, H. K., Gereke, T., Aibibu, D., Babaarslan, O., & Cherif, C. (2016). Prediction of air permeability of multifilament woven barrier fabrics with reference to fabric and yarn parameters. *16th Autex Worlvs Textile Conference 2016*.
- Mancusi, S. (2017). *A revolução das plantas: como a inteligência vegetal está a inventar o futuro do planeta e da humanidade* (J. Neves, Ed.). Editora Pergaminho.
- Mancuso, S. (2019). *A revolução das plantas - Como a inteligência vegetal está a inventar o futuro do planeta e da humanidade* (J. Neves, Ed.; 1ª edição). Editora Pergaminho.

- Manufacturing Institute. (2014). *3D Printing and the new shape of industrial manufacturing*.  
[http://www.themanufacturinginstitute.org/~ /media/2D80B8EDCCB648BCB4B53BBAB26BED4B/3D\\_Printing.pdf](http://www.themanufacturinginstitute.org/~ /media/2D80B8EDCCB648BCB4B53BBAB26BED4B/3D_Printing.pdf)
- Mao, Y., Zhu, M., Wang, W., & Yu, D. (2018). Well-defined silver conductive pattern fabricated on polyester fabric by screen printing a dopamine surface modifier followed by electroless plating. *Soft Matter*, *14*(7), 1260–1269. <https://doi.org/10.1039/c7sm02246h>
- Marino, M., Pattni, S., Greenberg, M., Miller, A., Hocker, E., Ritter, S., & Mehta, K. (2015). Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges. *Proceedings of the 5th IEEE Global Humanitarian Technology Conference, GHTC 2015, December*, 45–51. <https://doi.org/10.1109/GHTC.2015.7343953>
- Markus, H., & Wurf, E. (1987). The Dynamic Self-Concept: A Social Psychological Perspective. *Annual Review of Psychology*, *38*(1), 299–337. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.38.020187.001503>
- Mármol, G., Sanivada, U. K., & Fanguero, R. (2021). Effect of gnps on the piezoresistive, electrical and mechanical properties of pha and pla films. *Fibers*, *9*(12). <https://doi.org/10.3390/fib9120086>
- Marques, P. (2016). *The Pudic relation between machine and plant*.
- Martins, A., Whelan, J. S., Bennister, L., Fern, L. A., Gerrand, C., Onasanya, M., Storey, L., Wells, M., Windsor, R., Woodford, J., & Taylor, R. M. (2019). Qualitative study exploring patients experiences of being diagnosed and living with primary bone cancer in the UK. *BMJ Open*, *9*(9), e028693. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-028693>
- Martins, P., Silva, C., Oliveira, J., & Marques, A. (2022). Preliminary Tests with Screen-Printed Piezoresistive Pressure Sensors on PET and Textile Substrates. *2022 IEEE International Conference on Flexible and Printable Sensors and Systems (FLEPS)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/FLEPS53764.2022.9781579>
- Maturana, H. R., & Varela, F. J. (1980). *Autopoiesis and Cognition: the realization of the living* (R. S. Cohen & M. W. Wartofsky, Eds.; Vol. 42, Issue 1). Springer Netherlands. <https://doi.org/10.1007/978-94-009-8947-4>

- McAdams, E. (2011). *Biomedical Electrodes For Biopotential Monitoring and Electrostimulation*.  
<https://doi.org/10.1007/978-1-4419-6597-4>
- McGlone, F., & Reilly, D. (2010). The cutaneous sensory system. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *34*(2), 148–159. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.08.004>
- McGlone, F., Vallbo, A. B., Olausson, H., Loken, L., & Wessberg, J. (2007). Discriminative touch and emotional touch. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, *61*(3), 173–183.  
<https://doi.org/10.1037/cjep2007019>
- McGlone, F., Wessberg, J., & Olausson, H. (2014). Discriminative and Affective Touch: Sensing and Feeling. *Neuron*, *82*(4), 737–755. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2014.05.001>
- McNulty, C. M., Arnas, N., & Campbell, T. A. (2012). Toward the Printed World: Additive Manufacturing and Implications for National Security. *Defense Horizons: National Defense University*, *73*, 1–16.
- McQueen, A. (1998). Prosthetic legs. In *Victoria and Albert museum*.
- Mendez-Rossal, H. R., & Wallner, G. M. (2019). Printability and properties of conductive inks on primer-coated surfaces. *International Journal of Polymer Science*, *2019*, 1–8.  
<https://doi.org/10.1155/2019/3874181>
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. In *Clinical Biomechanics* (Vol. 24, Issue 2, pp. 122–134).  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.006>
- Mishra, R. B., El-Atab, N., Hussain, A. M., & Hussain, M. M. (2021). Recent Progress on Flexible Capacitive Pressure Sensors: From Design and Materials to Applications. *Advanced Materials Technologies*, *6*(4), 2001023. <https://doi.org/10.1002/admt.202001023>
- Mohamed, O. A., Masood, S. H., & Bhowmik, J. L. (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in Manufacturing*, *3*(1), 42–53. <https://doi.org/10.1007/s40436-014-0097-7>



- Morrison, I., Löken, L. S., & Olausson, H. (2010). The skin as a social organ. *Experimental Brain Research*, 204(3), 305–314. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-2007-y>
- Muhammad, G., Hussain\*, M. A., Ashraf, M. U., Naeem-ul-Hassan, M., & Bukhari, S. N. A. (2018). Appraisal of acute oral toxicity of glucuronoxylan hydrogel from *Mimosa pudica* seeds. *Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 54(3). <https://doi.org/10.1590/s2175-97902018000317579>
- Muhammad, H., Ullah, K., & Lejeune, J. (2021). A review of noteworthy / major innovations in wearable clothing for thermal and moisture management from material to fabric structure. *Textile Research Journal*, 1–36. <https://doi.org/10.1177/00405175211027799>
- Mullins, A. (2009). *Os meus doze pares de pernas*. [https://www.ted.com/talks/aimee\\_mullins\\_prosthetic\\_aesthetics?language=pt](https://www.ted.com/talks/aimee_mullins_prosthetic_aesthetics?language=pt)
- Muzumdar, A. (2004). *Powered Upper Limb Protheses* (A. Muzumdar, Ed.). Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1>
- Nabeel, M., Aqeel, K., Ashraf, M. N., Awan, M. I., & Khurram, M. (2016). Vibrotactile stimulation for 3D printed prosthetic hand. *2016 2nd International Conference on Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI)*, 202–207. <https://doi.org/10.1109/ICRAI.2016.7791254>
- Nakatani, M., Sato, K., Sato, K., Kawana, Y., Takai, D., Minamizawa, K., & Tachi, S. (2018). *A Novel Multimodal Tactile Module that Can Provide Vibro-Thermal Feedback* (pp. 437–443). [https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0\\_73](https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0_73)
- Nascimento, E. (2021). *No Title*.
- Nascimento, E. (2022). *Floresta é o mundo: o pensamento vegetal*. <https://Flip.Org.Br/2021/Floresta-e-o-Mundo-o-Pensamento-Vegetal/>.
- Nashed, M.-N., Hardy, D., Hughes-Riley, T., & Dias, T. (2019). A Novel Method for Embedding Semiconductor Dies within Textile Yarn to Create Electronic Textiles. *Fibers*, 7(2), 12. <https://doi.org/10.3390/fib7020012>
- Nathan, J., & Zollner, F. (2004). Estudo de proporções. In *Leonardo da Vinci, 1452-1519* (pp. 4–776). Taschen .

- Nemah, M. N., Low, C. Y., Aldulaymi, O. H., Ong, P., Ismail, A. E., & Qasim, A. A. (2019). A review of non-invasive haptic feedback stimulation techniques for upper extremity prostheses. *International Journal of Integrated Engineering*, *11*(1), 299–326. <https://doi.org/10.30880/ijie.2019.11.01.030>
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, *143*(December 2017), 172–196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>
- Niu, X., Gao, X., Liu, Y., & Liu, H. (2021). Surface bioelectric dry Electrodes: A review. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *183*. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109774>
- Orefice, P. H., Ammi, M., Hafez, M., & Tapus, A. (2016). Let's handshake and I'll know who you are: Gender and personality discrimination in human-human and human-robot handshaking interaction. *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 958–965. <https://doi.org/10.1109/HUMANOIDS.2016.7803388>
- Orefice, P. H., Ammi, M., Hafez, M., & Tapus, A. (2018). Pressure Variation Study in Human-Human and Human-Robot Handshakes: Impact of the Mood. *27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 247–254. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2018.8525762>
- Ott, K., Serlin, D. H., & Mihm, S. (2002). *Artificial parts, practical lives: modern histories of prosthetics*. NYU Press.
- Owen, J. (2013). *E-nable*. <http://enablingthefuture.org/>
- Oxman, N. (2016). Age of Entanglement. *Journal of Design and Science*. <https://doi.org/10.21428/7e0583ad>
- Padula, P. A., & Friedmann, L. W. (1987). Acquired Amputation and Prostheses Before the Sixteenth Century. *Angiology*, *38*(2), 133–141. <https://doi.org/10.1177/000331978703800207>

- Parandoush, P., & Lin, D. (2017). A review on additive manufacturing of polymer-fiber composites. *Composite Structures*, *182*, 36–53. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2017.08.088>
- Park, K.-I., Son, J. H., Hwang, G.-T., Jeong, C. K., Ryu, J., Koo, M., Choi, I., Lee, S. H., Byun, M., Wang, Z. L., & Lee, K. J. (2014). Highly-Efficient, Flexible Piezoelectric PZT Thin Film Nanogenerator on Plastic Substrates. *Advanced Materials*, *26*(16), 2514–2520. <https://doi.org/10.1002/adma.201305659>
- Pasluosta, C., Kiele, P., & Stieglitz, T. (2018). Paradigms for restoration of somatosensory feedback via stimulation of the peripheral nervous system. *Clinical Neurophysiology*, *129*(4), 851–862. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.12.027>
- Pedemonte, N., Laliberté, T., & Gosselin, C. (2016). Design, control, and experimental validation of a handshaking reactive robotic interface. *Journal of Mechanisms and Robotics*, *8*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1115/1.4031167>
- Peixoto, A. M., Zimpel, S. A., Oliveira, A. C. A. de, Monteiro, R. L. S., & Carneiro, T. K. G. (2017). Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. *Fisioterapia e Pesquisa*, *24*(4), 378–384. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/17029524042017>
- Pereira, P., Ferreira, D. P., Araújo, J. C., Ferreira, A., & Fangueiro, R. (2020). The potential of graphene nanoplatelets in the development of smart and multifunctional ecomposites. *Polymers*, *12*(10). <https://doi.org/10.3390/POLYM12102189>
- Pereira, S., Simoes, R., Fonseca, J., Carvalho, R., & Almeida, J. (2020). Design and development of an embedded sensors matrix for pressure mapping and monitoring applications. *Microprocessors and Microsystems*, *74*, 103004. <https://doi.org/10.1016/j.micpro.2020.103004>
- Prakash, K. S., Nancharaih, T., & Rao, V. V. S. (2018). Additive Manufacturing Techniques in Manufacturing -An Overview. *Materials Today: Proceedings*, *5*(2), 3873–3882. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.11.642>

- Ramakrishnan, G., Kandhavadi, P., & Vigneswaran, C. (2014). Influence of porosity on water vapor permeability behavior of warp knitted polyester spacer fabrics. *Journal of Industrial Textile*. <https://doi.org/10.1177/1528083714540697>
- Recreus. (2018). *Recreus*. <https://recreus.com/en/?controllerUri=index>
- Richardson, M. (2012). Designer/Maker: The Rise of Additive Manufacturing, Domestic-Scale Production and the Possible Implications for the Automotive Industry. *Computer-Aided Design and Applications, PACE(2)*, 33–48. <https://doi.org/10.3722/cadaps.2012.PACE.33-48>
- Rodrigues, M. S., Fiedler, P., K uchler, N., Domingues, R. P., Lopes, C., Borges, J., Haueisen, J., & Vaz, F. (2020a). Dry electrodes for surface electromyography based on architected titanium thin films. *Materials, 13(9)*. <https://doi.org/10.3390/ma13092135>
- Rodrigues, M. S., Fiedler, P., K uchler, N., Domingues, R. P., Lopes, C., Borges, J., Haueisen, J., & Vaz, F. (2020b). Dry electrodes for surface electromyography based on architected titanium thin films. *Materials, 13(9)*. <https://doi.org/10.3390/ma13092135>
- Rom an-Manso, B., Domingues, E., Figueiredo, F. M., Belmonte, M., & Miranzo, P. (2015). Enhanced electrical conductivity of silicon carbide ceramics by addition of graphene nanoplatelets. *Journal of the European Ceramic Society, 35(10)*, 2723–2731. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2015.03.044>
- Ruth, S. R. A., Feig, V. R., Tran, H., & Bao, Z. (2020). Microengineering Pressure Sensor Active Layers for Improved Performance. *Advanced Functional Materials, 30(39)*, 2003491. <https://doi.org/10.1002/adfm.202003491>
- Ryan, S. E. (2016). Hyperdressing: Wearable Technology in the Time of Global Warming . In *Fear and Love: Reactions to a Complex World* (pp. 96–105). Phaidon Press Limited Texts PHAIDON PRESS LIMITED TEXTS.
- Santaella, Lucia. (2010). *O corpo biocibern tico e o advento do p s-humano* (4 edi o, p. 357). Paulus.
- Scholz, M. S., Blanchfield, J. P., Bloom, L. D., Coburn, B. H., Elkington, M., Fuller, J. D., Gilbert, M. E., Muflihi, S. A., Pernice, M. F., Rae, S. I., Trevarthen, J. A., White, S. C., Weaver, P. M.,

- & Bond, I. P. (2011). The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review. *Composites Science and Technology*, *71*(16), 1791–1803. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2011.08.017>
- Senior, F. (2021). Review on Compression Properties of Textile Materials. *Journal of Emerging Technologies and Innovative Research (JETIR)*, *8*(8), 799–806. [www.jetir.org](http://www.jetir.org)
- Sharaf, S. M. (2020). Smart conductive textile. In *Advances in Functional and Protective Textiles* (pp. 141–167). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-820257-9.00007-2>
- Shazali, S. S., Rozali, S., Amiri, A., Zubir, M. N. M., Sabri, M. F. M., & Zabri, M. Z. (2018). Evaluation on stability and thermophysical performances of covalently functionalized graphene nanoplatelets with xylitol and citric acid. *Materials Chemistry and Physics*, *212*, 363–371. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2018.03.040>
- Shehata, A. W., Scheme, E. J., & Sensinger, J. W. (2018). Audible Feedback Improves Internal Model Strength and Performance of Myoelectric Prosthesis Control. *Scientific Reports*, *May*, 1–10. <https://doi.org/doi.org/10.1038/s41598-018-26810-w>
- Shen, G., Gao, K., Zhao, N., -, al, Kalra, A., Lowe, A., Al-Jumaily, A., Searle, A., & Kirkup, L. (2000). A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. In *Physiol. Meas* (Vol. 21). <https://doi.org/10.1088/0967-3334/21/2/307>
- Shen, J., Hu, Y., Li, C., Qin, C., & Ye, M. (2009). Synthesis of amphiphilic graphene nanoplatelets. *Small*, *5*(1), 82–85. <https://doi.org/10.1002/sml.200800988>
- Shi, P., & Shen, X. (2015). Sensation Feedback and Muscle Response of Electrical Stimulation on the Upper Limb Skin: A Case Study. *Proceedings - 2015 7th International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, ICMTMA 2015*, 969–972. <https://doi.org/10.1109/ICMTMA.2015.236>
- Shirley, J. A., Florence, S. E., Sreeja, B. S., Padmalaya, G., & Radha, S. (2020). Zinc oxide nanostructure-based textile pressure sensor for wearable applications. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, *31*(19), 16519–16530. <https://doi.org/10.1007/s10854-020-04206-9>

- Silva, D. N., Broega, A. C., & Menezes, M. dos S. (2017). Uma abordagem ao conforto nos produtos vestíveis impressos em 3d. *Anais Do 13º Colóquio de Moda*, 1–13. <https://doi.org/ISSN1982-0941>
- Singh, S., Ramakrishna, S., & Singh, R. (2017). Material issues in additive manufacturing: A review. *Journal of Manufacturing Processes*, 25, 185–200. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2016.11.006>
- Smith, L. K. (1989). *Cinesiologia clínica de Brunnstrom* (A. G. Marx, Ed.; 4ª edition). Editora Manole LTDA.
- Socrates, G. (2001). Infrared and Raman characteristic group frequencies, third edition. In *John Wiley & Sons, LTD*.
- Su, M., Li, P., Liu, X., Wei, D., & Yang, J. (2022). Textile-Based Flexible Capacitive Pressure Sensors: A Review. In *Nanomaterials* (Vol. 12, Issue 9). MDPI. <https://doi.org/10.3390/nano12091495>
- SUS. (2016). *Sistema de Informações Hospitalares do SUS*. <http://datasus.saude.gov.br/sistemas-e-aplicativos/hospitalares/sihsus>
- Takechi, H. (1992). History of prostheses and orthoses in Japan. *Prosthetics and Orthotics International*, 16(2), 98–103. <https://doi.org/10.3109/03093649209164319>
- Tanevska, V., Colombar, P., Minceva-Sukarova, B., & Grupce, O. (2009). Characterization of pottery from the Republic of Macedonia I: Raman analyses of Byzantine glazed pottery excavated from Prilep and Skopje ( 12th – 14th century ). *Journal of Raman Spectroscopy*, 40(April), 1240–1248. <https://doi.org/10.1002/jrs.2273>
- Tang, Z., Jia, S., Shi, X., Li, B., & Zhou, C. (2019). Coaxial Printing of Silicone Elastomer Composite Fibers for Stretchable and Wearable Piezoresistive Sensors. *Polymers*, 11(666), 1–12. <https://doi.org/10.3390/polym11040666>
- Theodório, N. E. M., Rotta, A. L., Berloff, R. D. C., Jezmionka, P., Souza, C. de J., & Araújo, L. S. de. (2015). Vista do DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE TRANSTIBIAL DE BAMBU. *Revista Diálogos Interdisciplinares*, 4(2).

- Thurston, A. J. (2007). Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. *ANZ Journal of Surgery*, 77(12), 1114–1119. <https://doi.org/10.1111/j.1445-2197.2007.04330.x>
- Tognetti, A., Carbonaro, N., Zupone, G., & de Rossi, D. (2006). Characterization of a novel data glove based on textile integrated sensors. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 2510–2513. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260574>
- Tokarska, M. (2019). Characterization of electro-conductive textile materials by its biaxial anisotropy coefficient and resistivity. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 30(4), 4093–4103. <https://doi.org/10.1007/s10854-019-00699-1>
- Turgut-Kara, N., Arıkan, B., & Celik, H. (2020). Epigenetic memory and priming in plants. In *Genetica* (Vol. 148, Issue 2, pp. 47–54). Springer. <https://doi.org/10.1007/s10709-020-00093-4>
- Turner, B. N., Strong, R., & Gold, S. A. (2014). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*, 20(3), 192–204. <https://doi.org/10.1108/RPJ-01-2013-0012>
- Tyler, D. J. (2016a, May). Creating a prosthetic hand that can feel. *IEEE Spectrum*, 1–56.
- Tyler, D. J. (2016b). Restoring the human touch: Prosthetics imbued with haptics give their wearers fine motor control and a sense of connection. *IEEE Spectrum*, 53(5), 28–33. <https://doi.org/10.1109/MSPEC.2016.7459116>
- Ueda, Y., & Ishii, C. (2017). Feedback device of temperature sensation for a myoelectric prosthetic hand. *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*, 2(3), 41–47. <https://doi.org/10.25046/aj020307>
- Vaezi, M., Chianrabutra, S., Mellor, B., & Yang, S. (2013). Multiple material additive manufacturing - Part 1: A review: This review paper covers a decade of research on multiple material additive manufacturing technologies which can produce complex geometry parts with different materials. *Virtual and Physical Prototyping*, 8(1), 19–50. <https://doi.org/10.1080/17452759.2013.778175>

- Vafaei, M., Parhizgar, A., Abiri, E., & Salehi, M. R. (2021). A low power and ultra-high input impedance analog front end based on fully differential difference inverter-based amplifier for biomedical applications. *AEU - International Journal of Electronics and Communications*, *142*.  
<https://doi.org/10.1016/j.aeue.2021.154005>
- Valle, G., Mazzoni, A., Iberite, F., D'Anna, E., Strauss, I., Granata, G., Controzzi, M., Clemente, F., Rognini, G., Cipriani, C., Stieglitz, T., Petrini, F. M., Rossini, P. M., & Micera, S. (2018). Biomimetic Intraneural Sensory Feedback Enhances Sensation Naturalness, Tactile Sensitivity, and Manual Dexterity in a Bidirectional Prosthesis. *Neuron* *100*, 1–9.  
<https://doi.org/10.1016/j.neuron.2018.08.033>
- Van Den Heiligenberg, F. M. Z., Orlov, T., MacDonald, S. N., Duff, E. P., Henderson Slater, D., Beckmann, C. F., Johansen-Berg, H., Culham, J. C., & Makin, T. R. (2018). Artificial limb representation in amputees. *Brain*, *141*(5), 1422–1433.  
<https://doi.org/10.1093/brain/awy054>
- Vidal, T. (2008). *Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico*. 129.
- Vilhena, L., & Ramalho, A. (2016). Friction of human skin against different fabrics for medical use. *Lubricants*. <https://doi.org/10.3390/lubricants4010006>
- Vu, C. C., & Kim, J. (2020). Simultaneous sensing of touch and pressure by using highly elastic e-fabrics. *Applied Sciences (Switzerland)*, *10*(3). <https://doi.org/10.3390/app10030989>
- Wang, W., Liu, Y., Li, Z., He, F., & Ming, D. (2019). A Systematic Analysis of Noninvasive Sensory Feedback Reconstruction Methods for Upper Limb Amputees. *2019 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications, CIVEMSA 2019 - Proceedings*.  
<https://doi.org/10.1109/CIVEMSA45640.2019.9071603>
- Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., & Hui, D. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, *110*, 442–458.  
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2016.11.034>



- Wang, X., Wan, A., Jiang, G., Raji, R. K., & Yu, D. (2020). Preparation of Polypyrrole/Silver Conductive Polyester Fabric by UV Exposure. *Autex Research Journal*, 1–7. <https://doi.org/10.2478/aut-2019-0075>
- Wang, X., Xu, W., Li, W., & Cui, W. (2009). Study on the Electrical Resistance of Textiles under Wet Conditions. *Textile Research Journal*, 79(8), 753–760. <https://doi.org/10.1177/0040517508092018>
- Wang, Z., Hoelldampf, J., & Buss, M. (2007). Design and performance of a haptic data acquisition glove. *Proceedings of the 10th Annual International Workshop on Presence., August*, 349–357.
- Wei, Y., Chen, S., Lin, Y., Yang, Z., & Liu, L. (2015). Cu-Ag core-shell nanowires for electronic skin with a petal molded microstructure. *Journal of Materials Chemistry C*, 3(37), 9594–9602. <https://doi.org/10.1039/c5tc01723h>
- WHO. (2017). *WHO Standards for prosthetics and orthotics*. World Health Organization.
- Xu, P. J., Zhang, H., & Tao, X. M. (2008). Textile-structured electrodes for electrocardiogram. *Textile Progress*, 40(4), 183–213. <https://doi.org/10.1080/00405160802597479>
- Xu, X., Zhang, H., Yan, Y., Wang, J., & Guo, L. (2021). Effects of electrical stimulation on skin surface. *Acta Mechanica Sinica*, 37(12), 1843–1871. <https://doi.org/10.1007/s10409-020-01026-2>
- Xue, C. H., Chen, J., Yin, W., Jia, S. T., & Ma, J. Z. (2012). Superhydrophobic conductive textiles with antibacterial property by coating fibers with silver nanoparticles. *Applied Surface Science*, 258(7), 2468–2472. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2011.10.074>
- Yan, Z.-Y., Liu, J.-Y., & Niu, J.-R. (2021). Research of a Novel Ag Temperature Sensor Based on Fabric Substrate Fabricated by Magnetron Sputtering. *Materials*, 14(20), 6014. <https://doi.org/10.3390/ma14206014>
- Yang, K., Freeman, C., Torah, R., Beeby, S., & Tudor, J. (2014). Screen printed fabric electrode array for wearable functional electrical stimulation. *Sensors and Actuators A: Physical*, 213, 108–115. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2014.03.025>

- Yang, L., & Kruse, B. (2004). Revised Kubelka–Munk theory I Theory and application. *Journal of the Optical Society of America A*, *21*(10), 1933. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.21.001933>
- Yao, S., & Zhu, Y. (2016). Nanomaterial-Enabled Dry Electrodes for Electrophysiological Sensing: A Review. *Jom*, *68*(4), 1145–1155. <https://doi.org/10.1007/s11837-016-1818-0>
- Yap, Y. L., & Yeong, W. Y. (2014). Additive manufacture of fashion and jewellery products: a mini review: This paper provides an insight into the future of 3D printing industries for fashion and jewellery products. *Virtual and Physical Prototyping*, *9*(3), 195–201. <https://doi.org/10.1080/17452759.2014.938993>
- Zang, Y., Zhang, F., Di, C., & Zhu, D. (2015). Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. *Materials Horizons*, *2*(2), 140–156. <https://doi.org/10.1039/C4MH00147H>
- Zhang, C., Fan, W., Wang, S., Wang, Q., Zhang, Y., & Dong, K. (2021). Recent Progress of Wearable Piezoelectric Nanogenerators. In *ACS Applied Electronic Materials* (Vol. 3, Issue 6, pp. 2449–2467). American Chemical Society. <https://doi.org/10.1021/acsaelm.1c00165>
- Zhang, G., Zhang, H., Zhang, X., Zhu, S., Zhang, L., Meng, Q., Wang, M., Li, Y., & Yang, B. (2012). Embedding graphene nanoparticles into poly(N,N'-dimethylacrylamine) to prepare transparent nanocomposite films with high refractive index. *Journal of Materials Chemistry*, *22*(39), 21218–21224. <https://doi.org/10.1039/c2jm32871b>
- Zhang, H., Tian, L., Zhang, L., & Li, G. (2013). Using textile electrode EMG for prosthetic movement identification in transradial amputees. *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2013*. <https://doi.org/10.1109/BSN.2013.6575510>
- Zhang, J. wen, Zhang, Y., Li, Y. yuan, & Wang, P. (2022). Textile-Based Flexible Pressure Sensors: A Review. In *Polymer Reviews* (Vol. 62, Issue 1, pp. 65–94). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/15583724.2021.1901737>
- Zhang, W., Xiao, Y., Duan, Y., Li, N., Wu, L., Lou, Y., Wang, H., & Peng, Z. (2020). A High-Performance Flexible Pressure Sensor Realized by Overhanging Cobweb-like Structure on a Micropost Array. *ACS Applied Materials & Interfaces*, *12*(43), 48938–48947. <https://doi.org/10.1021/acsaami.0c12369>

- Zhang, Z., Liu, S., & Li, G. (2010). Usability analysis of textile sensors in control of multifunction myoelectric prostheses. *Proceedings of the 4th International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology*, 55.
- Zhou, G., Sun, Q., Li, D., Meng, Z., Peng, Y., Chen, Z., Zeng, D., & Su, X. (2021). Meso-scale modeling and damage analysis of carbon/epoxy woven fabric composite under in-plane tension and compression loadings. *International Journal of Mechanical Sciences*, 190(July 2020), 105980. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2020.105980>
- Zhu, L., Naebe, M., Blanchonette, I., & Wang, X. (2018). Mechanical properties of bifacial fabrics. *Textile Research Journal*, 88(12), 1335–1344. <https://doi.org/10.1177/0040517517700193>
- Zhuo, L., Liu, W., Zhao, Z., Yin, E., Li, C., Zhou, L., Zhang, Q., Feng, Y., & Lin, S. (2020). Cost-effective silver nano-ink for inkjet printing in application of flexible electronic devices. *Chemical Physics Letters*, 757(July), 137904. <https://doi.org/10.1016/j.cplett.2020.137904>

## 7 Apêndices



Universidade do Minho

Conselho de Ética

## Comissão de Ética para a Investigação em Ciências da Vida e da Saúde (CEICVS)

**Identificação do documento:** CEICVS 088/2022

**Título do projeto:** *Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*

**Equipa de investigação:** Luisa Mendes Arruda, estudante de doutoramento do programa doutoral em engenharia têxtil da Escola de Engenharia da Universidade do Minho; Helder Manuel Teixeira Carvalho (orientador), Professor Auxiliar no Departamento de Engenharia Têxtil da Universidade do Minho, e investigador do Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil, na Escola de Engenharia da Universidade do Minho

**Unidade Orgânica Promotora:** Escola de Engenharia da Universidade do Minho

**Outras Unidades:** Ortopedia Marques e Gonçalves, Lda (Porto, Portugal)

### PARECER

De acordo com a documentação apresentada, o projeto insere-se no âmbito programa doutoral em engenharia têxtil da Escola de Engenharia da Universidade do Minho.

Trata-se de um estudo prospetivo, com intervenção (uso de vestuário integrado para prótese), descritivo e analítico, com vertente qualitativa, com o apoio institucional do Centro do Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil da Universidade do Minho (2C2T) e da empresa Ortopedia Marques e Gonçalves, Lda (Porto, Portugal). É objetivo principal do estudo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, com fundamentos estéticos, impressa em 3D, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil (sensores), que respondam a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

Após verificação e análise dos documentos associados ao processo de pedido de emissão de parecer ético sobre o projeto em apreço, a que reporta a respetiva “Análise e justificação do parecer”, considera-se que (i) o processo está devidamente instruído, (ii) a análise dos documentos apresentados sobre o estudo a realizar

obedecem às regras de conduta ética e requisitos exigidos para as boas práticas na experimentação com humanos e (iii) estão em conformidade com o Guião para submissão de processos a pedido de Parecer Ético na UMinho.

Face ao exposto, a Comissão de Ética para a Investigação em Ciências da Vida e da Saúde (CEICVS) nada tem a opor à realização do projeto, emitindo o seu parecer favorável, que foi aprovado por unanimidade dos seus membros.

Braga, 23 de setembro de 2022

A Presidente da CEICVS



(Maria Cecília Lemos Pinto Estrela Leão)

### ANÁLISE E JUSTIFICAÇÃO DO PARECER

**Relatora:** Nadine Santos

#### Grelha de verificação e de avaliação ética

(Processo submetido em suporte eletrónico - documentos recebidos assinalados com X e respetiva avaliação ética)

Documentos	Sim	Não	Não se aplica	Avaliação Técnico-ética
Pedido de apreciação de projeto enviado à CEICVS <sup>a)</sup>	X			Adequado
Quando aplicável, identificação da Unidade Curricular (UC) no âmbito da qual se insere o projeto (designação do curso, designação da UC e respetivo ano curricular, identificação do/s coordenador/es da UC, nome e número mecanográfico do estudante)	X			Adequado
Carta de Apoio/Autorização da(s) Unidade(s) ou Serviço(s) onde decorrerá o projeto <sup>a)</sup>	X			Adequada
Quando aplicável, informação do Orientador da Tese sobre apoio e/ou enquadramento do projeto	X			Adequado
Protocolo do estudo, incluindo, se aplicável, os instrumentos de recolha de dados e/ou informação para o participante <sup>a)</sup>	X			Protocolo do estudo elaborado de acordo com os requisitos e normas éticas de boas práticas em experimentação com humanos.  Deverá ser seguido o Regulamento Geral de Proteção de Dados

				(RGPD) na colheita e armazenamento de dados.
Curriculum Vitae abreviado do Investigador Responsável e dos membros da equipa e/ou orientadores <sup>a)</sup>	X			Presente
Quando aplicável, documento de Consentimento Informado, elaborado e referenciado de acordo com a alínea <sup>c)</sup> abaixo indicada	X			Rever semântica/gramática
Declaração de Compromisso de Confidencialidade (e/ou Termo de Responsabilidade)	X			Adequada
Quando aplicável, informação sobre financiamento para o cumprimento do projeto, incluindo, se aplicável, cabimento/inscrição no orçamento da Unidade/Serviço em que decorrerá e/ou com fonte de financiamento nacional/internacional	X			
<b>Conforme aplicável, o desenvolvimento de projetos de investigação está associado à emissão de Parecer/Autorização ética e de proteção de dados (DPO) de entidades locais ou nacionais.</b>				

<sup>a)</sup> Documentos obrigatórios de acordo com as normas orientadoras para submissão de processos a apreciar pelo Conselho de Ética da UMinho.

<sup>b)</sup> Documentos obrigatórios de acordo com o funcionamento da Comissão de Ética para a Saúde do Hospital de Braga (CESHB).

<sup>c)</sup> Documento de Consentimento Informado, Livre e Esclarecido para Participação em Investigação de acordo com a Declaração de Helsinquia<sup>1</sup>, a Convenção de Oviedo<sup>2</sup> e o Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD)<sup>3</sup>. Guião na elaboração do consentimento informado é disponibilizado pela ARSN<sup>4</sup> e através do "Documento CEIC sobre o Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD) no contexto da Investigação Clínica"<sup>5</sup>.

Acesso aos documentos da alínea c):

<sup>1</sup>[http://portal.arsnorte.minsaude.pt/portal/page/portal/ARSNorte/Comiss%C3%A3o%20de%20%C3%89tica/Ficheiros/Declaracao\\_Helsinquia\\_2008.pdf](http://portal.arsnorte.minsaude.pt/portal/page/portal/ARSNorte/Comiss%C3%A3o%20de%20%C3%89tica/Ficheiros/Declaracao_Helsinquia_2008.pdf)

<sup>2</sup><http://dre.pt/pdf1sdip/2001/01/002A00/00140036.pdf>

<sup>3</sup><https://eur-lex.europa.eu/legal-content/PT/TXT/?uri=celex%3A32016R0679>

<sup>4</sup><http://www.arsnorte.min-saude.pt/consentimento-informado/>

<sup>5</sup>[http://www.ceic.pt/documents/20727/0/Documento+CEIC+sobre+o+Regulamento+Geral+de+Prote%C3%A7%C3%A3o+de+Dados+%28RGPD%29\\_publica%C3%A7%C3%A3o/ced81411-5fe4-46f5-a613-c7c716abbb4b](http://www.ceic.pt/documents/20727/0/Documento+CEIC+sobre+o+Regulamento+Geral+de+Prote%C3%A7%C3%A3o+de+Dados+%28RGPD%29_publica%C3%A7%C3%A3o/ced81411-5fe4-46f5-a613-c7c716abbb4b)

<sup>6</sup><https://dre.pt/home/-/dre/123815982/details/maximized>

## Justificação do Parecer

Trata-se de um projeto efetuado no âmbito programa doutoral em engenharia têxtil da Escola de Engenharia da Universidade do Minho, com o apoio institucional do Centro do Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil da Universidade do Minho (2C2T) e da empresa Ortopedia Marques e Gonçalves, Lda (Porto, Portugal), para a sua realização na(s) Unidade(s), com duração de 3 meses e com início previsto após parecer ético.

O(a)s Investigador(a)s Responsável(eis) (IRs), têm formação clínica e/ou académica e/ou técnica e experiência solidificada nas áreas de base do projeto, e/ou o apoio de uma equipa de investigação com experiência.

O objetivo geral do estudo é investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, com fundamentos estéticos, impressa em 3D, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil (sensores), que respondam a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda. Em particular são objetivos: i) investigar

se a interface entre o Design de Moda com os Têxteis Inteligentes, pode ser um método não invasivo para tornar as próteses mais corporificadas, ao propor um sistema de feedback sensorial atrelada às mesmas; ii) validar se o sistema de feedback sensorial proposto é compreensível para o amputado, ou seja, se a partir dos estímulos recebidos o amputado conseguirá obter respostas perceptíveis sobre a pessoa que está a apertar a sua mão protética; e iii) analisar se a prótese estética somada ao sistema de feedback sensorial desenvolvido, pode atuar como elemento cognitivo a contribuir para uma prótese mais responsiva, ou seja, que se comunica melhor tanto com o próprio amputado, quando com o seu entorno. São objetivos específicos da tese: i) Realizar, preliminarmente, uma pesquisa que sintetize qual o déficit proprioceptivo, que mais se deseja eliminar ou reduzir, quando se trata do contato tátil do amputado com o meio circundante. Refere-se aqui aos sentidos relacionados à afetividade; ii) Desenvolver um sistema de feedback, com base têxtil como elemento integrador, que alcance a sensação cognitiva cuja pesquisa preliminar, descrita no tópico anterior, indicará; iii) Desenvolver um protótipo da prótese de membro superior; iv) Verificar um filamento para impressão 3D com propriedades adequadas para compor o sistema de condução elétrica que compreende o conjunto inteligente proposto; v) Imprimir o referido design por meio da técnica de manufatura aditiva, integrando-o com o sistema de feedback inteligente com base têxtil desenvolvido; e vi) Validar o sistema de feedback desenvolvido e investigar os efeitos de sentido que emanam das próteses, como wearables, enquanto discurso estético do próprio corpo.

Trata-se um estudo prospetivo, com intervenção (uso de vestuário integrado para prótese), descritivo e analítico, com vertente qualitativa (feedback oral/verbal do participante, com uso de guião/questionário estruturado, bem como de imagens, seguindo uma metodologia de Análise Fenomenológica Interpretativa). Especificamente, será solicitado um feedback verbal sensorial a amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão (num total de três apertos de mão realizados por pessoas distintas). Dois estímulos pertencentes a um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizar-se-á um sistema de electroestimulação que informará o participante que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. A sessão terá a duração de 1hr. Será a população-alvo utentes (pacientes amputados que utilizem próteses de mão/ e ou transradial) recrutados em centros de ortopedia, com orientação da ortopedista responsável, numa amostragem de 5 a 10 pessoas (utente e ortopedistas) por grupo focal. Foram definidos critérios de inclusão e de exclusão. A participação no estudo em nada afetará a decisão clínica de tratamento. Os dados recolhidos incluem: informações sociodemográficas, dados da amputação, dados quantitativos relativos ao aperto de mão (pressão e temperatura), dados qualitativos recolhidos no grupo focal (perceção sensorial e discurso estético do próprio corpo). Variável, tipo de variável e/ou categorias da variável e descrição da mesma foram enumeradas/descritas no protocolo de investigação e/ou foi fornecido em anexo o Formulário de Recolha de Dados e/ou Guião da Entrevista e/ou Metodologia Laboratorial.

O projeto não envolve a dádiva, e/ou colheita, análise laboratorial e/ou imagiológica e/ou oftalmológico ou afins, e/ou processamento, e/ou preservação, e/ou armazenamento, e/ou distribuição e/ou aplicação de tecidos



e/ou células de origem humana. Não serão analisados e/ou acedidos dados, registos e/ou análises, clínicas/laboratoriais de tecidos, e/ou células e/ou amostras, e/ou dados imagiológicos, e/ou óticos/oculares, e/ou auditivos, e/ou clínicos, e/ou outros, durante o período de realização do estudo, mesmo que que já previamente colhidos, obtidos e/ou registados.

Será salvaguardado o anonimato e a confidencialidade do participante (não haverá identificação nominal do titular, sendo aposto um código de participante no estudo).

Os participantes serão informados dos procedimentos, da garantia de confidencialidade dos dados e do seu direito de desistir em qualquer momento do estudo sem qualquer prejuízo.

Não estão previstos quaisquer abuso(s) de recursos institucionais, hospitalares e/ou outros, como aplicável, para a realização do projeto.

Não se declaram existirem conflitos de interesse.

Não se declara a investigação envolver diretamente indivíduos privados do exercício de autonomia (crianças, menores, pessoas com incapacidade temporária ou permanente do exercício de autonomia).

### **Documentos recebidos no órgão institucional de ética da UMinho**

Foram recebidos os seguintes documentos:

- Protocolo de investigação e/ou caderno de recolha de dados e/ou guião da entrevista
- Curriculum vitae abreviado do(a) investigador(a) responsável(eis)
- Parecer do(a) diretor(a) do centro de investigação e/ou unidade
- Modelo de documento de consentimento informado
- Cópia do(s) formulário(s) de recolha de dados a utilizar e/ou enumeração dos dados que serão colhidos
- Curriculum vitae abreviado do(a)(s) aluno(a)(s)
- Modelo de declaração de compromisso a utilizar pelo(a) IR e por outros investigadores ou colaboradores na investigação destinado a documentar o seu envolvimento nas garantias de confidencialidade e boas praticas dadas pelo(a) IR (Termo de Responsabilidade)
- Declaração do orientador no compromisso na orientação e/ou Termo de Responsabilidade

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: André Luiz Tessaro

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 7.527.200-6 (Brasil)

SEXO: M F

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 04/12/1981

ENDEREÇO: R. Pion. Virgílio Acelino Cardoso,

NÚMERO: 331

COMPLEMENTO: Casa 01

BAIRRO: Jardim Cidade Universitária

CIDADE: Maringá- Paraná- Brasil

CEP:87080-009

TELEFONE: DDD : (44) 99176-4953

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”

2. Aluna de doutorado em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.**

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo – atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema

sensorio, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

ALT

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA  
CONSIGNANDO:**


1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

**VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro 2022.

  
Voluntário da pesquisa

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada “Pro teses hi bridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Te xteis Inteligentes para a reconfigurac a o de experie ncias afetivas”, sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 elétrodos distintos, nomeadamente: 1 elétrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 elétrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 elétrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 elétrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 elétrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: Marta Albertina Fernandes Teixeira

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 13735155

SEXO: M  F

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 20/07/1990

ENDEREÇO: Rua de Tabor 47 Cortinhas Regadas Nº: 47 Comp: \_\_\_\_\_

BAIRRO: \_\_\_\_\_ CIDADE: Fafe

CEP: 4820-604 TELEFONE: DDD (+351) 917861412

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada “Pro teses hi bridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Te xteis Inteligentes para a reconfigurac a o de experie ncias afetivas”

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo – atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do

sistema sensório, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:



A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.

---

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA  
CONSIGNANDO:**

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

**VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro 2022.

Flávia Teixeira

Voluntário da pesquisa

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada "Pro teses hi bridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Te xteis Inteligentes para a reconfigurac a o de experie ncias afetivas", sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

## I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: Rui Daniel Vilça FernandesDOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 12975172SEXO:  M  FDATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 08/12/1986ENDEREÇO: Rua das Amoleiras Nº: 14 Comp: 2º dtoBAIRRO: S. Vicente, Braga CIDADE: BragaCEP: 4710-358 TELEFONE: DDD ( ) 916338245

## II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada "Pro teses hi bridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Te xteis Inteligentes para a reconfigurac a o de experie ncias afetivas"

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.**

## III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo - atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do



sistema sensório, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{e-s}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.

---

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA  
CONSIGNANDO:**

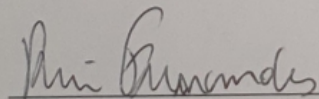
1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

**VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro 2022.



Voluntário da pesquisa

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada "Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas", sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

## I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: João Alexandre Rodrigues BritoDOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 13186672SEXO:  M  FDATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 15/12/1987ENDEREÇO: Urbanização do Picoto Nº: 346 Comp: \_\_\_\_\_BAIRRO: Per. deim CIDADE: GuimarãesCEP: 4835-293 TELEFONE: DDD (\_\_\_\_) 913812707

## II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada "Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas"

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

## 3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.

## III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo - atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema

sensorio, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais: Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo *NI USB-6216* (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância *HP 4192A LF* (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA  
CONSIGNANDO:**

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

**VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro de 2022.

Moisés Alexandre Rodrigues Brito  
Voluntário da pesquisa

---

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

---

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: Vipin Richhariya

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 6167KK530

SEXO: Male

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 07/01/1984

ENDEREÇO: Largo Condessa Do Juncal

Nº: 57-1

Comp: \_\_\_\_\_

BAIRRO: \_\_\_\_\_ CIDADE: Guimarães

CEP: 4800-159

TELEFONE: DDD (+351) 936747327

---

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.**

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

**A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo – atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema**

sensorio, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e\&s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.



#### IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

#### VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro de 2022

Assinado por: **VIPIN RICHHARIYA**  
Num. de Identificação: PASIN-K4  
Data: 2022.12.22 14:37:12 +0000

Voluntário da pesquisa





## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

---

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: Usha Kiran Kumar Sanivada

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: 05223L9L2

SEXO: Male

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 10/06/1985

ENDEREÇO: Largo Condessa Do Juncal Nº: 57-1 Comp: \_\_\_\_\_

BAIRRO: \_\_\_\_\_ CIDADE: Guimarães

CEP: 4800-159

TELEFONE: DDD (+351) 936747399

---

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.**

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

**A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo – atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema**

sensorio, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo NI USB-6216 (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância HP 4192A LF (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.



#### IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

#### VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

Guimarães, 10 de janeiro de 2022.

Assinado por : **USHA KIRAN KUMAR SANIVARA**

Num. de Identificação: PASIN-Z4

Data: 2022.07.12 17:12:23+01'00'



CHAVE MÓVEL

---

Voluntário da pesquisa

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que contempla uma análise de impedância eletrodo-pele, como parte dos estudos experimentais do meu projeto de Doutorado, intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, sob orientação do professor Doutor Helder Carvalho. O objetivo é analisar a impedância eletrodo-pele em 5 eletrodos distintos, nomeadamente: 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.T.1); 1 eletrodo em substrato de tecido com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.T.2); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão hexágono (EMS.M.1); 1 eletrodo em substrato de malha com tinta de prata em padrão inteiro (EMS.M.2); 1 eletrodo descartável de Ag/gel convencional, como amostra controlo.

---

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

NOME DO VOLUNTÁRIO: Neusa Maria Mendes

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: FO171237 (passaporte)

SEXO: M  F

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa): 06/08/1953

ENDEREÇO: Rua Ferreira de Castro Nº:677 Comp:7b

BAIRRO: Azurém CIDADE: Guimarães

CEP: 4800-040 TELEFONE: DDD (+351) 913332620

---

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Tese de Doutorado intitulada “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”

2. Aluna de doutoramento em Engenharia Têxtil:

Luisa Mendes Arruda

Orientador da pesquisa: Prof. Dr. Helder Carvalho.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Não há nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo.**

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

**A electroestimulação - dentro do sistema de feedback proposto neste referido estudo – atua como o output a informar ao amputado que a ação de apertar a mão está a ocorrer. Neste método para a reconstrução do sistema**

sensorio, trata-se do único sensor que está em direto contacto com a pele do portador, e identifica, portanto, um parâmetro fisiológico. Dito isto, para além de uma função informativa, tem como objetivo tanto gerar no amputado a sensação de pertencimento na ação comunicacional, quanto à incorporação da prótese em seu próprio corpo como um elemento corporificado (Embodiment), e não externo, uma vez que há, de forma direta, mas, neste caso, não invasiva, a ligação da prótese ao corpo. Deste modo, dois substratos têxteis distintos foram explorados para que, junto à resposta elétrica esperada, fossem avaliadas as propriedades termofisiológicas e sensoriais dos mesmos, de forma a não afetar o conforto do usuário.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Os 5 tipos de elétrodos (EMS.T.1, EMS.T.2, EMS.M.1, EMS.M.2 e um conjunto de elétrodos convencionais) serão testados nos supracitados voluntários, sendo que os elétrodos secos (feitos em substratos têxteis) serão reutilizados- seguindo a devida higienização -, enquanto os elétrodos convencionais, em gel, serão descartados após o uso em cada voluntário. Salienta-se que os elétrodos convencionais possuem a mesma área por unidade de superfície dos elétrodos desenvolvidos neste estudo, assim como dispõem de grelha/padrão semelhante ao EMS.T.1 e EMS.M.1, impresso com tinta de prata, porém revestida por um gel condutor. De acordo com o fabricante, esta grelha padrão controla precisamente e otimiza a corrente elétrica sobre a superfície do eletrodo, tendo em consideração que a extremidade à volta do padrão permite uma diminuição intencional de corrente, o que elimina desconfortáveis picadas.

A fim de minimizar a influência sistemática, a sequência dos elétrodos utilizados no ensaio será randomizada para cada voluntário. Antes e após a aquisição dos sinais, a pele de cada voluntário será limpa com álcool etílico 70% (v/v). Após a devida evaporação do álcool, os elétrodos serão posicionados no músculo do bíceps braquial do braço dominante de cada voluntário. Os elétrodos desenvolvidos neste estudo serão devidamente presos no braço do voluntário através de uma barra elástica com velcro, já os elétrodos convencionais possuem o gel que, a priori, contribui para a aderência à pele.

Para cada par de eletrodo, a impedância será medida em 10 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz e 1000 Hz. Por sua vez, as medições serão feitas usando uma placa de aquisição multifuncional, modelo *NI USB-6216* (National Instruments, Austin, TX, EUA) e software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, EUA). Será utilizada uma tensão conhecida  $V_1$  para medir  $V_2$ . Por sua vez, o valor absoluto da impedância eletrodo-pele ( $Z_{E-S}$ ) será calculado a partir da seguinte equação:

$$\frac{V_1}{V_2} = 1 + \frac{Z_{ref}}{Z_{e-s}}$$

O valor de impedância é conhecido ( $Z_{ref}$ ). Este medidor de impedância portátil será calibrado usando um analisador de impedância *HP 4192A LF* (Hewlett Packard Company, Palo Alto, CA, EUA). Os valores serão avaliados com o software MATLAB (versão R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O protocolo seguido para este saio foi fundamentado em estudos prévios de (Rodrigues et al., 2020). É importante salientar que para cada medição, 3 sinais serão adquiridos, com o objetivo de obter uma média e desvio padrão.

3. Desconfortos e riscos esperados:

A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação não oferece risco e desconforto.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de alternativas mais tangíveis e acessíveis para a integração de um sistema de feedback em próteses de membro superior.

#### IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

---

#### VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outra do participante.

Guimarães, 10 de janeiro 2022.

---

Voluntário da pesquisa



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 0J

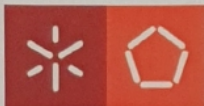
DATA: 12/11/2022

NOME: Mariana Costa LaKtim
IDADE: 37
GÊNERO: Feminino
ESCOLARIDADE: Estudante de doutorado

PROFISSÃO: Doutoramento	
TEMPO DE EXERCÍCIO PROFISSIONAL: (40h) - 6 anos	
INSTITUIÇÃO ONDE TRABALHA:	
<input checked="" type="checkbox"/> PÚBLICO	UNIDADE DE SERVIÇO ONDE TRABALHA:
<input type="checkbox"/> PRIVADO	UEMG e UMinho
<input type="checkbox"/> PARCERIA PÚBLICO-PRIVADO	HÁ QUANTO TEMPO EXERCE FUNÇÕES NESTA UNIDADE DE SERVIÇO?
OUTRO:	3 anos UEMG / 2 meses UMinho

Muito obrigada pela sua participação!

Tese de Doutoramento  
Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes  
para a reconfiguração de experiências afetivas



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 02

DATA: 14/11/2022

NOME: JOÃO ALEXANDRE RODRIGUES BRITO
IDADE: 34
GÊNERO: MASCULINO
ESCOLARIDADE: MESTRADO

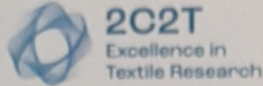
PROFISSÃO: DESIGNER GRÁFICO	
TEMPO DE EXERCÍCIO PROFISSIONAL: 10 anos	
INSTITUIÇÃO ONDE TRABALHA:	
<input type="checkbox"/> PÚBLICO	UNIDADE DE SERVIÇO ONDE TRABALHA: AUTOÓNOMO
<input checked="" type="checkbox"/> PRIVADO	
<input type="checkbox"/> PARCERIA PÚBLICO-PRIVADO	HÁ QUANTO TEMPO EXERCE FUNÇÕES NESTA UNIDADE DE SERVIÇO?
OUTRO:	

Muito obrigada pela sua participação!





Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

### FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 03

DATA: 25/11/2022

NOME: Rui Amaro da Silva Pinho
IDADE: 51
GÊNERO: Masculino

ESCOLARIDADE:

ENSINO BÁSICO

ENSINO SECUNDÁRIO

BACHARELATO

LICENCIATURA

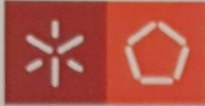
PÓS-GRADUAÇÃO / ESPECIALIZAÇÃO

MESTRADO

DOUTORAMENTO

ÁREA DA AMPUTAÇÃO:	ABAIXO DO COTOVELO/ JOELHO	ACIMA DO COTOVELO/ JOELHO
MEMBRO SUPERIOR	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
MEMBRO INFERIOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

↳ punho



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

AMPUTAÇÃO DE 1 OU MAIS MEMBROS	1 MEMBRO	2 OU MAIS MEMBROS
	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

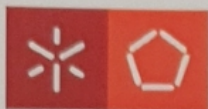
CAUSA DA AMPUTAÇÃO:	
DOENÇA ADQUIRIDA	<input type="checkbox"/>
ACIDENTE	<input checked="" type="checkbox"/>
AO NASCER	<input type="checkbox"/>

QUAL IDADE TINHA QUANDO AMPUTOU O MEMBRO?	1998
---	------

QUAL MODELO DE PRÓTESE POSSUI?	-
--------------------------------	---

HÁ QUANTOS ANOS UTILIZA A SUA PRÓTESE?	± 12 anos • fabricada em 2014
--	----------------------------------

Muito obrigada pela sua participação!



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

### FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 09

DATA: 25/11/2022

NOME: António José Ribeiro de Oliveira
IDADE: 71
GÊNERO: Masculino

ESCOLARIDADE:

ENSINO BÁSICO

ENSINO SECUNDÁRIO

BACHARELATO

LICENCIATURA

PÓS-GRADUAÇÃO / ESPECIALIZAÇÃO

MESTRADO

DOUTORAMENTO

ÁREA DA AMPUTAÇÃO:	ABAIXO DO COTOVELO/ JOELHO	ACIMA DO COTOVELO/ JOELHO
MEMBRO SUPERIOR	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
MEMBRO INFERIOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

AMPUTAÇÃO DE 1 OU MAIS MEMBROS	1 MEMBRO	2 OU MAIS MEMBROS
	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

CAUSA DA AMPUTAÇÃO:	
DOENÇA ADQUIRIDA	<input type="checkbox"/>
ACIDENTE	<input checked="" type="checkbox"/>
AO NASCER	<input type="checkbox"/>

QUAL IDADE TINHA QUANDO AMPUTOU O MEMBRO?	48
---	----

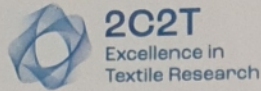
QUAL MODELO DE PRÓTESE POSSUI?	miodélicas
--------------------------------	------------

HÁ QUANTOS ANOS UTILIZA A SUA PRÓTESE?	23
--	----

Muito obrigada pela sua participação!



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

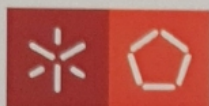
ID PARTICIPANTE: 05

DATA: 25/11/2022

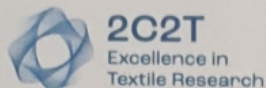
NOME: <i>Mónica Ferreira</i>
IDADE: <i>21</i>
GÊNERO: <i>Feminino</i>
ESCOLARIDADE: <i>12<sup>o</sup> ano</i>

PROFISSÃO: <i>Estudante</i>	
TEMPO DE EXERCÍCIO PROFISSIONAL:	
INSTITUIÇÃO ONDE TRABALHA:	UNIDADE DE SERVIÇO ONDE TRABALHA:
<input type="checkbox"/> PÚBLICO	
<input type="checkbox"/> PRIVADO	
<input type="checkbox"/> PARCERIA PÚBLICO-PRIVADO	HÁ QUANTO TEMPO EXERCE FUNÇÕES NESTA UNIDADE DE SERVIÇO?
OUTRO:	

Muito obrigada pela sua participação!



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 06

DATA: 25/11/2022

<b>NOME:</b> Joana Alexandra Cambé Ferreira
<b>IDADE:</b> 33
<b>GÊNERO:</b> Feminino
<b>ESCOLARIDADE:</b> Licenciatura

<b>PROFISSÃO:</b> Ortoprotésico	
<b>TEMPO DE EXERCÍCIO PROFISSIONAL:</b> 11 anos	
<b>INSTITUIÇÃO ONDE TRABALHA:</b>	<b>UNIDADE DE SERVIÇO ONDE TRABALHA:</b>
<input type="checkbox"/> PÚBLICO	Padrão
<input checked="" type="checkbox"/> PRIVADO	Ortopédico
<input type="checkbox"/> PARCERIA PÚBLICO-PRIVADO	<b>HÁ QUANTO TEMPO EXERCE FUNÇÕES NESTA UNIDADE DE SERVIÇO?</b>
<b>OUTRO:</b>	11 anos

Muito obrigada pela sua participação!



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FICHA DE CARACTERIZAÇÃO DO PARTICIPANTE

ID PARTICIPANTE: 07

DATA: 25/11/2022

NOME: Carolina Amada
IDADE: 22 anos
GÊNERO: Feminino
ESCOLARIDADE: 12º ano

PROFISSÃO: Estudante	
TEMPO DE EXERCÍCIO PROFISSIONAL:	
INSTITUIÇÃO ONDE TRABALHA:	UNIDADE DE SERVIÇO ONDE TRABALHA:
<input type="checkbox"/> PÚBLICO	
<input type="checkbox"/> PRIVADO	
<input type="checkbox"/> PARCERIA PÚBLICO-PRIVADO	HÁ QUANTO TEMPO EXERCE FUNÇÕES NESTA UNIDADE DE SERVIÇO?
OUTRO:	

Muito obrigada pela sua participação!



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salienciamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.

1

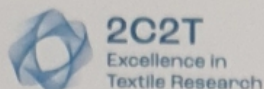
Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*





Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salvuaguarda-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## PARTICIPAÇÃO

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## CONSENTIMENTO

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.

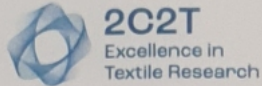
2

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de o solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

3

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt) ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

12 / 11 / 2022

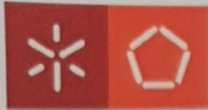
12 / 11 / 2022

Mariana C. Saktim  
(Assinatura do participante)

Luisa Mendes Arruda  
(Assinatura do investigador)

Mariana Costa Saktim  
(nome completo do participante em  
maiúscula)

Luisa Mendes Arruda  
(nome completo do investigador em  
maiúscula)



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salienciamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

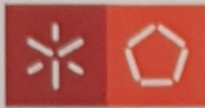
Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.

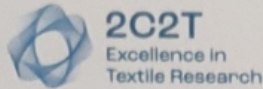
1

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salvaguarda-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## **PARTICIPAÇÃO**

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## **CONSENTIMENTO**

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.

2

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

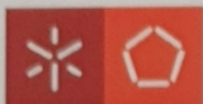
- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de o solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

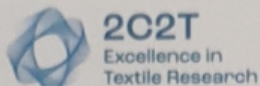
3

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt) ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

14/11/2022

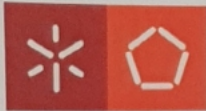
14/11/2020

João Alexandre R. Brito  
(Assinatura do participante)

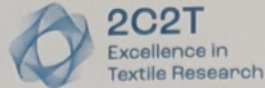
Luisa Mendes Arruda  
(Assinatura do investigador)

JOÃO ALEXANDRE RODRIGUES BRITO  
(nome completo do participante em  
maiúscula)

Luisa Mendes Arruda  
(nome completo do investigador em  
maiúscula)



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salientamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

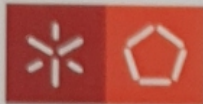
A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.

1

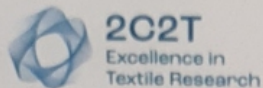
Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*





Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salva-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## **PARTICIPAÇÃO**

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## **CONSENTIMENTO**

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

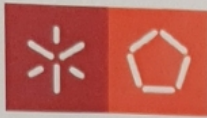
Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

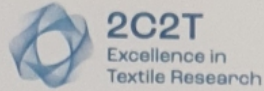
Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

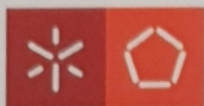
- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de o solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

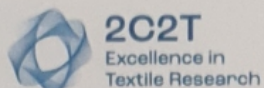
3

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt) ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

25 / 11 / 2022

(Assinatura do participante)

25 / 11 / 2022

(Assinatura do investigador)

Rui Amaro da Silva

(nome completo do participante em  
maiúscula)

Luísa Mendes Arruda

(nome completo do investigador em  
maiúscula)



## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salientamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salvaguarda-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## **PARTICIPAÇÃO**

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## **CONSENTIMENTO**

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

3

Tese de Doutoramento



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt) ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

25 / 11 / 2022

25 / 11 / 2022

Mónica Ferreira

(Assinatura do participante)

Luisa Mendes Arruda

(Assinatura do investigador)

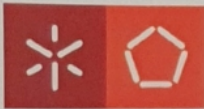
MÓNICA ALEXANDRA

GOÑÇALVES FERREIRA

(nome completo do participante em maiúscula)

Luisa Mendes Arruda

(nome completo do investigador em maiúscula)



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salientamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento "Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas", tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.

1

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*





Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salva-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## **PARTICIPAÇÃO**

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## **CONSENTIMENTO**

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

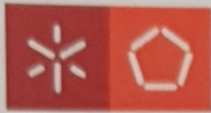
Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

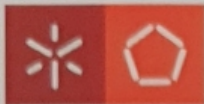
- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de o solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

3

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou helder@det.uminho.pt ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

25/11/2022

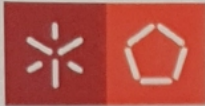
25/11/2022

Carolina Amada  
(Assinatura do participante)

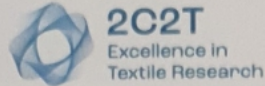
Luisa Mendes Arruda  
(Assinatura do investigador)

CAROLINA ESPADA AMADA  
(nome completo do participante em  
maiúscula)

Luisa Mendes Arruda  
(nome completo do investigador em  
maiúscula)



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



## FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Está a ser convidado(a) para participar num Experimento/Grupo focal. Este formulário de consentimento e informação constitui-se como parte do processo de obtenção do consentimento informado. Assim, pretende-se facultar toda a informação sobre o projeto e este estudo em particular. Salientamos a importância da sua participação e esclarecemos todos os aspetos relativos à informação que será recolhida, o modo como esta será utilizada, bem como todos os aspetos que este estudo irá envolver.

Por favor, leia cuidadosamente este formulário de consentimento informado. No final deste processo de obtenção de consentimento informado, irá receber uma cópia assinada deste formulário.

### OBJETIVO DO ESTUDO

O trabalho de doutoramento “Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas”, tem como objetivo abrangente investigar meios de construir e tornar acessíveis, por meio do Design de Moda e dos Têxteis Inteligentes, um protótipo de prótese híbrida de membro superior, incorporando estruturas inteligentes com base têxtil, que respondem a funções táteis, relativas a situações afetivas do amputado com o meio que o circunda.

A solução proposta consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Trata-se de um sistema contruído com sensores têxteis. Para além, o design da prótese foi contruído pelos princípios do design de moda, em que a prótese de membro superior atua como uma peça vestível, toda impressa em 3d. Para tal, interessa-nos validar os efeitos de sentido que uma prótese-veste provoca no utilizador, para além de identificarmos se a estética, somada aos referidos sensores desenvolvidos, contribuem para uma prótese de membro superior mais responsiva.

### PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Este é um estudo de natureza qualitativa, através de um experimento prosseguido de uma análise fenomenológica interpretativa, que pressupõe a validação do referido sistema de feedback por parte dos possíveis utilizadores, assim como das pessoas que instruem os amputados na utilização de seus dispositivos médicos.

A sessão terá a duração de 1h sensivelmente. Os participantes podem interromper e terminar a sua colaboração a qualquer momento, no caso de não desejarem continuar.

1

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

A sessão será gravada em formato áudio para que não seja perdida nenhuma informação. A informação obtida será transcrita, mas não existirá, nessa transcrição, qualquer tipo de identificação pessoal. As gravações apenas serão ouvidas e transcritas pela equipa de investigação, sendo eliminadas assim que os trabalhos estiverem concluídos. Os dados dos questionários preenchidos serão tratados por meio de softwares de análise estatística, como o Prisma e analisadas através da metodologia de análise fenomenológica interpretativa. Salvaguarda-se, em todo o processo, o anonimato e a confidencialidade dos participantes e dos dados. A informação obtida será utilizada exclusivamente para fins de investigação.

## **PARTICIPAÇÃO**

A participação neste estudo é voluntária. Se decidir participar, deverá assinar este formulário dando o seu consentimento livre e esclarecido. No entanto, poderá desistir ou interromper a sua participação em qualquer momento do estudo. Este estudo cumpre o estabelecido na legislação nacional aplicável, nomeadamente a Lei de Proteção de Dados Pessoais (Lei 67/98).

## **CONSENTIMENTO**

Declaro de livre vontade que concordo em participar neste estudo e que recebi toda a informação detalhada acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, por parte do(s) membro(s) da equipa de investigação.

Foi-me dada a oportunidade de fazer todas as perguntas sobre o estudo, para as quais obtive resposta esclarecedora.

Compreendo que posso desistir do estudo em qualquer altura.

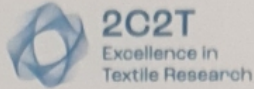
Toda a informação recolhida no âmbito deste estudo é estritamente confidencial. A minha identidade nunca será revelada, em qualquer relatório ou publicação. Autorizo o tratamento de dados e a divulgação dos resultados obtidos neste estudo no meio científico, desde que garantido o anonimato.

Declaro ainda, nos termos e para os efeitos previstos no disposto no Regulamento Geral de Proteção de Dados da União Europeia (RGPD), que passou a produzir efeitos a partir de 25 de maio de 2018, conjugado com a Lei no 67/98 de 26 de Outubro, alterada pela Lei no 103/2015, de 24 de agosto, que fui informado/a e dou, com a assinatura do presente, a minha concordância e o meu consentimento a que o tratamento dos meus dados pessoais seja feito de acordo com a lei e com o previsto neste documento, conforme o seguinte:

- Proteção de dados Pessoais: No âmbito da sua atividade, a estudante Luisa Mendes Arruda, juntamente com o seu orientador Hélder Carvalho, tratarão os dados dos/as participantes, com total respeito pela privacidade e pelos direitos dos titulares dos dados pessoais, para manter relações de total confiança mútua.



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

- Responsável e Encarregado pela proteção de dados pessoais: Luisa Mendes Arruda e professor Hélder Carvalho, Centro de Ciência e de Tecnologia Têxtil: Universidade do Minho, Campus de Azurém, 4800-058, Guimarães. Contactos: e-mail: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com), e [helder@det.uminho.pt](mailto:helder@det.uminho.pt); Telefone Geral (+ 351) 253 510289.

- Dados fornecidos: Recolhemos os dados pessoais fornecidos nesta autorização, na estrita modalidade de conservação dos mesmos para comprovação da autorização prestada no âmbito deste Projeto e na exclusiva e estrita finalidade desta.

Estes dados são totalmente anónimos, confidenciais e voluntários, e serão utilizados unicamente com os estritos objetivos e finalidades específicos desta investigação, não podendo ser usados para finalidades incompatíveis com aquelas para que foi autorizada a sua recolha.

- Tratamento e utilização dos dados pessoais: Os dados pessoais são tratados através de processos automáticos e manuais, utilizando as medidas e salvaguardas tecnológicas e os controlos organizacionais adequados e que consideramos necessários para a respetiva proteção e preservação. O tratamento dos dados pessoais é realizado com as práticas adequadas para garantir a segurança da informação e a respetiva integridade, confidencialidade e disponibilidade. A investigadora e o seu orientador, garantem elevados padrões éticos, através do compromisso formal de confidencialidade e sigilo profissionais, nas várias atividades e projetos de tratamento administrativo, investigação e relacionamento com as partes interessadas.

- Período de conservação, transmissão/comunicação e interconexão dos dados: Os dados pessoais são conservados pelo tempo necessário a cumprir a finalidade a que se destinam no âmbito deste projeto de investigação, exceto se existir uma obrigação legal que exija período diverso. Os dados pessoais são transmitidos/comunicados, apenas e só, para as mesmas finalidades, para as entidades a que a Lei obriga ou para parceiros referenciados, investigação e fins estatísticos mediante, neste caso, o consentimento do/a titular dos dados. Não será realizada interconexão de dados pessoais, salvo autorização legal ou autorização da Comissão Nacional de Proteção de Dados.

- Direitos dos titulares dos dados pessoais: Garante-se o cumprimento da legislação em vigor sobre privacidade e proteção de dados pessoais, sendo os nossos processos organizados para dar uma resposta eficaz aos pedidos de acesso e consulta dos dados pessoais, atualização, alteração ou entrega num formato estruturado e corrente, se aplicável. O titular, ou legal representante, dos dados tem direito a ser informado sobre aspetos relevantes do tratamento; direito de acesso aos seus dados; direito à retificação dos seus dados; direito à atualização dos seus dados; direito à limitação do tratamento dos seus dados; direito à eliminação/apagamento dos dados; direito à portabilidade dos dados (quando tal seja tecnicamente possível); direito de se opor ao tratamento. Para exercer estes direitos o titular dos dados terá apenas de o solicitar por meio de comunicação dirigida ao Encarregado da Proteção de Dados,

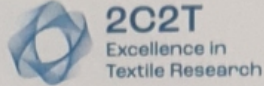
3

Tese de Doutoramento

*Próteses híbridas de membro superior: interfaces entre o Design de Moda e os Têxteis Inteligentes para a reconfiguração de experiências afetivas*



Universidade do  
Minho  
Escola de Engenharia



Ficha de caracterização do participante

por correio eletrónico para o endereço [luisaarruda@gmail.com](mailto:luisaarruda@gmail.com) ou helder@det.uminho.pt ou carta enviada por via postal simples.

- Reclamação: Os titulares dos dados pessoais podem reclamar sobre o respetivo tratamento, junto da autoridade nacional de controlo, a Comissão Nacional de Proteção de Dados. Qualquer informação adicional, esclarecimento de dúvidas ou reclamação, relativamente ao tratamento dos dados pessoais, pode ser obtida através do contacto: [luisamendesarruda@gmail.com](mailto:luisamendesarruda@gmail.com)

25 / 11 / 2022

Joana Ferreira  
(Assinatura do participante)

25 / 11 / 2022

Luisa Mendes Arruda  
(Assinatura do investigador)

JANA ALEXANDRA CANBÉ FERREIRA  
(nome completo do participante em  
maiúscula)

Luisa Mendes Arruda  
(nome completo do investigador em  
maiúscula)

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR AMPUTADOS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

### Parte I

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do utilizador (amputado).

Para tal, solicita-se que o amputado se sente confortavelmente, com o braço esticado em posição para receber o aperto de mão, e que mantenha nos olhos, durante parte do experimento, a proteção contra a luz visível que vamos fornecer (venda). Primeiramente, vamos apresentar os estímulos referentes à temperatura e à pressão, para que haja uma compreensão do sistema.

Parâmetro de estimulação 1	Faixa de temperatura De 20°C a 40°C	Duração do impulso De 60 a 300 ms
Parâmetro de estimulação 2	Faixa de pressão De 0 a 500 N	Frequência de estimulação De 0,66 a 3,33 Hz

Após a referida assimilação do funcionamento do sistema por parte do amputado, um voluntário (a), irá apertar a vossa mão. Durante o aperto de mão, vamos realizar as seguintes perguntas, que peço que escolham apenas uma entre as duas opções que serão fornecidas.

O aperto de mão com duração de 30 segundos se iniciará, e as seguintes perguntas serão feitas durante o aperto de mão:

1º aperto de mão: Apenas com temperatura

<b>1ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:</b>	
Forte ( )	Fraca (X)

<b>2ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:</b>	
Quente (X)	indiferente ( )



2º aperto de mão: Apenas com força

**3ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**

Forte

Fraca ( )

**4ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente ( )

indiferente

3º aperto de mão: Com força e temperatura

**5ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**

Forte

Fraca ( )

**6ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente

indiferente ( )

Este processo irá se repetir com mais dois outros voluntários. Ou seja, o amputado receberá, ao todo 3 apertos de mão, de três pessoas diferentes. A escolha do gênero será aleatória.

Após os três apertos de mão, a venda dos olhos será retirada, e as subseqüentes perguntas serão feitas:

**7ª: A assimilação dos estímulos é de fácil compreensão?**

Sim

Não ( )

**8ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido é útil para você?**

Sim

Não ( )

**9º: Qual o grau de conforto do sistema utilizado?**

Confortável

desconfortável ( )

**10º: Você utilizaria o sistema de feedback em seu dia a dia?**

Sim

Não ( )

**11º: Porquê usaria, ou não usaria?**

--

## Parte II

A segunda parte deste estudo compreende uma análise fenomenológica interpretativa sobre os efeitos de sentido que emanam das próteses enquanto discurso estético do próprio corpo. O objetivo é analisar, pela perspectiva do utilizador, se a estética acrescida ao sistema de feedback sensorial previamente reportado, atuam de forma complementar para a criação de uma prótese mais responsiva. Dito isto, as seguintes perguntas serão feitas de forma subsequente ao primeiro questionário.

**12º: Você acha que a sua prótese é uma parte integrante do seu próprio corpo, ou um objeto externo?**

Parte integrante ( )

Objeto externo ( )

Não sei opinar ( )

**13º: Você compreende a sua prótese como um dispositivo médico ou como um acessório estético?**

Dispositivo médico ( )

Acessório estético ( )

Não sei opinar ( )

**14º: Você acha que a sua prótese te representa esteticamente?**

Sim ( )

Não ( )

Não sei opinar ( )

Agora iremos apresentar estas imagens:

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR AMPUTADOS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

### Parte I

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do utilizador (amputado).

Para tal, solicita-se que o amputado se sente confortavelmente, com o braço esticado em posição para receber o aperto de mão, e que mantenha nos olhos, durante parte do experimento, a proteção contra a luz visível que vamos fornecer (venda). Primeiramente, vamos apresentar os estímulos referentes à temperatura e à pressão, para que haja uma compreensão do sistema.

Parâmetro de estimulação 1	Faixa de temperatura De 20°C a 40°C	Duração do impulso De 60 a 300 ms
Parâmetro de estimulação 2	Faixa de pressão De 0 a 500 N	Frequência de estimulação De 0,66 a 3,33 Hz

Após a referida assimilação do funcionamento do sistema por parte do amputado, um voluntário (a), irá apertar a vossa mão. Durante o aperto de mão, vamos realizar as seguintes perguntas, que peço que escolham apenas uma entre as duas opções que serão fornecidas.

O aperto de mão com duração de 30 segundos se iniciará, e as seguintes perguntas serão feitas durante o aperto de mão:

1º aperto de mão: Apenas com temperatura

<b>1ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:</b>	
Forte ( )	Fraca (X)

<b>2ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:</b>	
Quente (X)	indiferente ( )

2º aperto de mão: Apenas com força

<b>3ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:</b>	
Forte <input checked="" type="checkbox"/>	Fraca ( )

<b>4ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:</b>	
Quente ( )	indiferente <input checked="" type="checkbox"/>

3º aperto de mão: Com força e temperatura

<b>5ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:</b>	
Forte <input checked="" type="checkbox"/>	Fraca ( )

<b>6ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:</b>	
Quente <input checked="" type="checkbox"/>	indiferente ( )

Este processo irá se repetir com mais dois outros voluntários. Ou seja, o amputado receberá, ao todo 3 apertos de mão, de três pessoas diferentes. A escolha do gênero será aleatória.

Após os três apertos de mão, a venda dos olhos será retirada, e as subseqüentes perguntas serão feitas:

<b>7ª: A assimilação dos estímulos é de fácil compreensão?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

<b>8ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido é útil para você?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

**9ª: Qual o grau de conforto do sistema utilizado?**

Confortável  / desconfortável ( )

**10ª: Você utilizaria o sistema de feedback em seu dia a dia?**

Sim ( ) / Não ( )

**11ª: Porquê usaria, ou não usaria?**

--

## Parte II

A segunda parte deste estudo compreende uma análise fenomenológica interpretativa sobre os efeitos de sentido que emanam das próteses enquanto discurso estético do próprio corpo. O objetivo é analisar, pela perspectiva do utilizador, se a estética acrescida ao sistema de feedback sensorial previamente reportado, atuam de forma complementar para a criação de uma prótese mais responsiva. Dito isto, as seguintes perguntas serão feitas de forma subsequente ao primeiro questionário.

**12ª: Você acha que a sua prótese é uma parte integrante do seu próprio corpo, ou um objeto externo?**

Parte integrante ( ) / Objeto externo ( ) / Não sei opinar ( )

**13ª: Você compreende a sua prótese como um dispositivo médico ou como um acessório estético?**

Dispositivo médico ( ) / Acessório estético ( ) / Não sei opinar ( )

**14ª: Você acha que a sua prótese te representa esteticamente?**

Sim ( ) / Não ( ) / Não sei opinar ( )

Agora iremos apresentar estas imagens:

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR AMPUTADOS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

### Parte I

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do utilizador (amputado).

Para tal, solicita-se que o amputado se sente confortavelmente, com o braço esticado em posição para receber o aperto de mão, e que mantenha nos olhos, durante parte do experimento, a proteção contra a luz visível que vamos fornecer (venda). Primeiramente, vamos apresentar os estímulos referentes à temperatura e à pressão, para que haja uma compreensão do sistema.

Parâmetro de estimulação 1	Faixa de temperatura	Duração do impulso
	De 20°C a 40°C	De 60 a 300 ms
Parâmetro de estimulação 2	Faixa de pressão	Frequência de estimulação
	De 0 a 500 N	De 0,66 a 3,33 Hz

Após a referida assimilação do funcionamento do sistema por parte do amputado, um voluntário (a), irá apertar a vossa mão. Durante o aperto de mão, vamos realizar as seguintes perguntas, que peço que escolham apenas uma entre as duas opções que serão fornecidas.

O aperto de mão com duração de 30 segundos se iniciará, e as seguintes perguntas serão feitas durante o aperto de mão:

1º aperto de mão: Apenas com temperatura

1º: Qual a força percebida durante o aperto de mão:	
Forte ( )	Fraca (X)

2º: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:	
Quente (X)	indiferente ( )

2º aperto de mão: Apenas com força

*igual***3ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**Forte 

Fraca ( ) -

**4ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente ( )

indiferente ( ) -

3º aperto de mão: Com força e temperatura

**5ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**Forte 

Fraca ( )

**6ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**Quente 

indiferente ( )

Este processo irá se repetir com mais dois outros voluntários. Ou seja, o amputado receberá, ao todo 3 apertos de mão, de três pessoas diferentes. A escolha do gênero será aleatória.

Após os três apertos de mão, a venda dos olhos será retirada, e as subseqüentes perguntas serão feitas:

**7ª: A assimilação dos estímulos é de fácil compreensão?**Sim 

Não ( )

**8ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido é útil para você?**Sim 

Não ( )

9ª: Qual o grau de conforto do sistema utilizado?

Confortável  desconfortável ( )

10ª: Você utilizaria o sistema de feedback em seu dia a dia?

Sim  Não ( )

11ª: Porquê usaria, ou não usaria?

--

## Parte II

A segunda parte deste estudo compreende uma análise fenomenológica interpretativa sobre os efeitos de sentido que emanam das próteses enquanto discurso estético do próprio corpo. O objetivo é analisar, pela perspectiva do utilizador, se a estética acrescida ao sistema de feedback sensorial previamente reportado, atuam de forma complementar para a criação de uma prótese mais responsiva. Dito isto, as seguintes perguntas serão feitas de forma subsequente ao primeiro questionário.

12ª: Você acha que a sua prótese é uma parte integrante do seu próprio corpo, ou um objeto externo?

Parte integrante  Objeto externo ( ) Não sei opinar ( )

13ª: Você compreende a sua prótese como um dispositivo médico ou como um acessório estético?

Dispositivo médico ( ) Acessório estético  Não sei opinar ( )

*to be for pl/ comen*

14ª: Você acha que a sua prótese te representa esteticamente?

Sim  Não ( ) Não sei opinar ( )

*onú sem a prótese*

Agora iremos apresentar estas imagens:



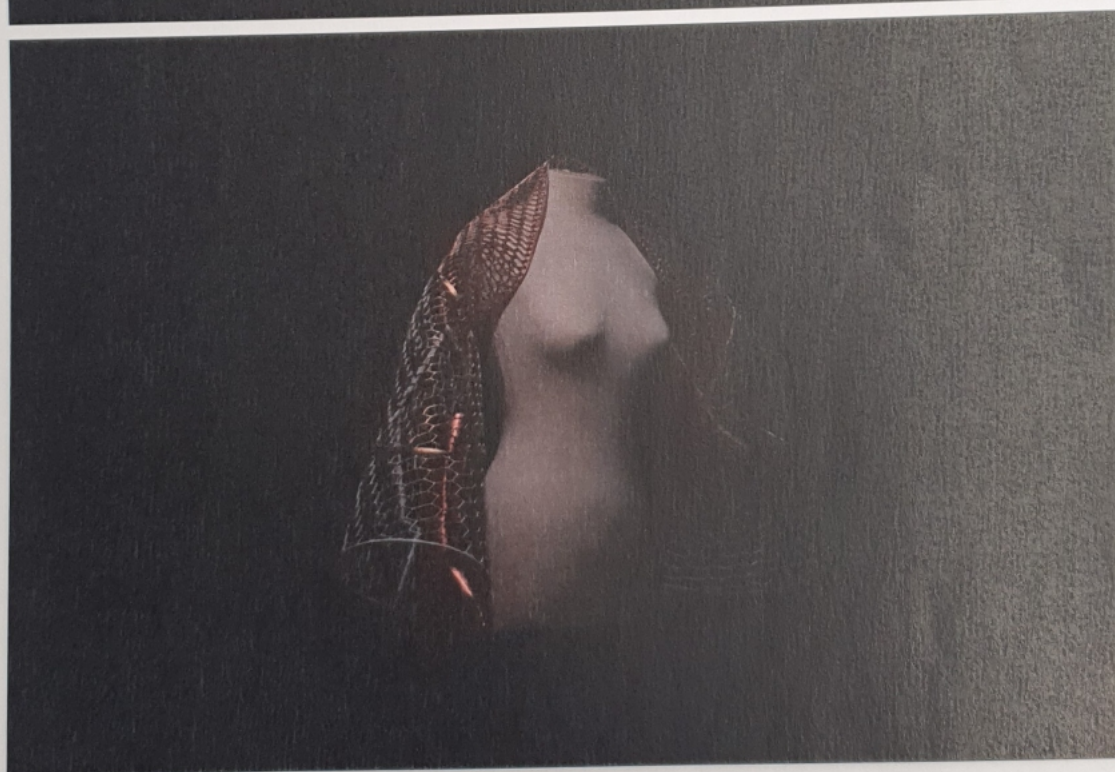
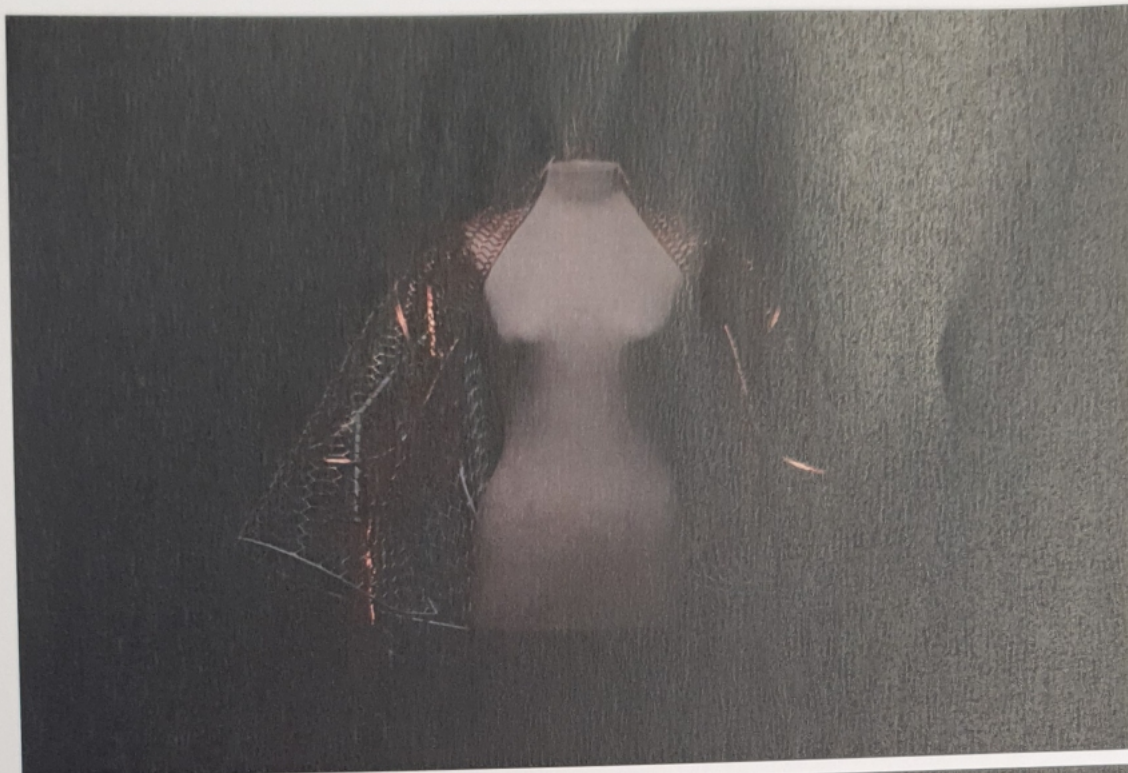


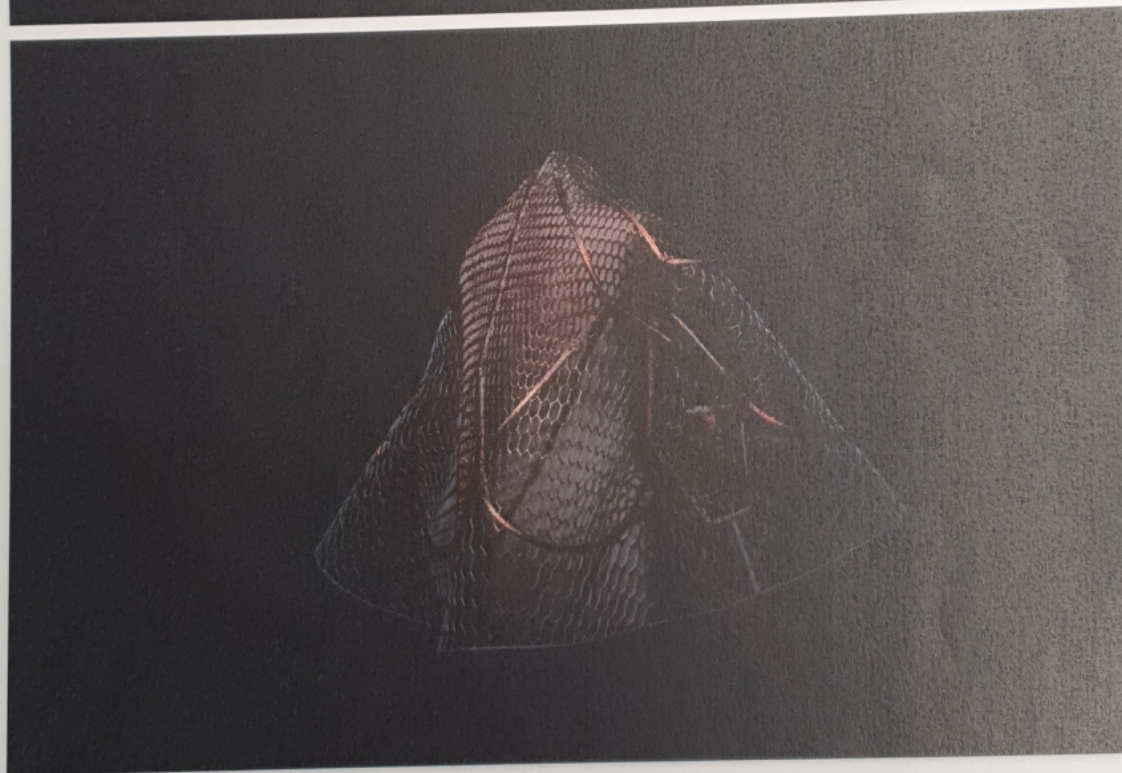
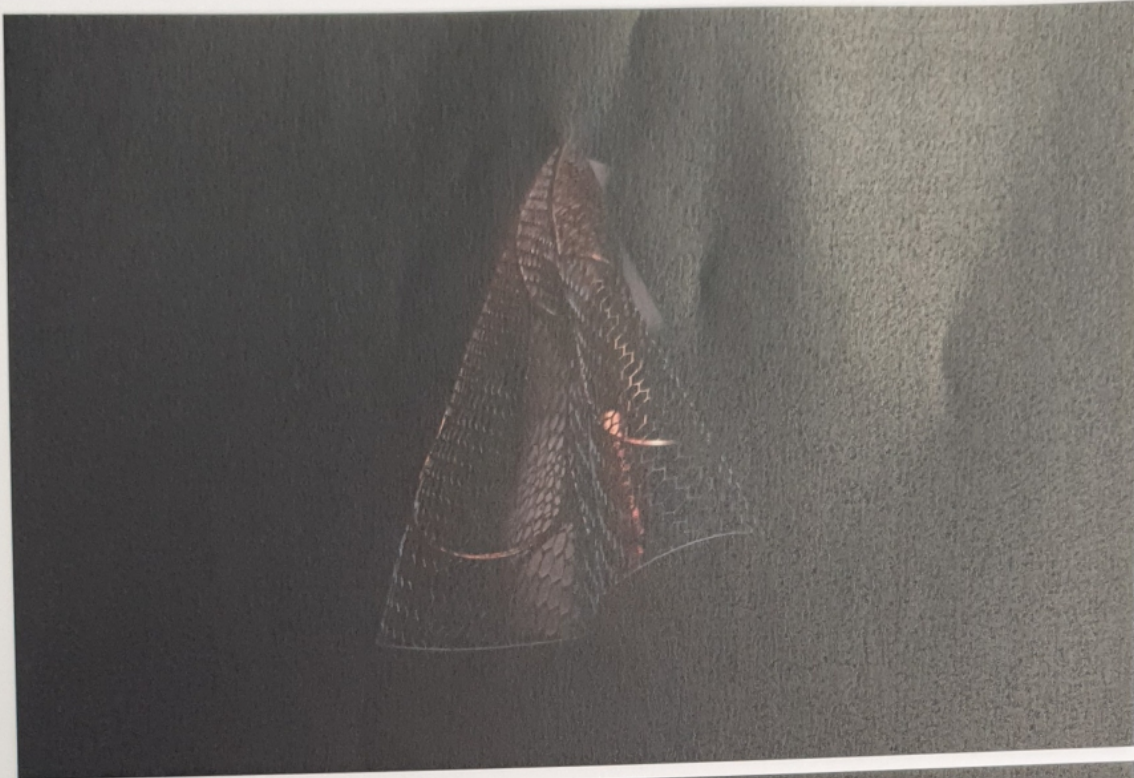


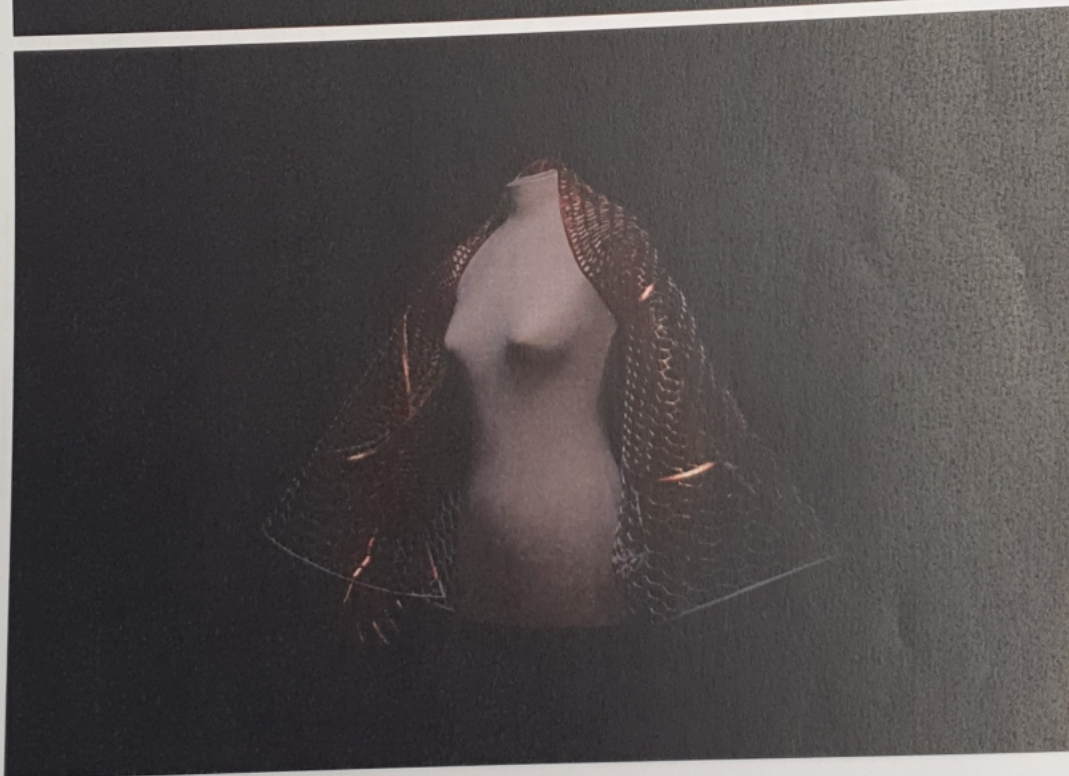
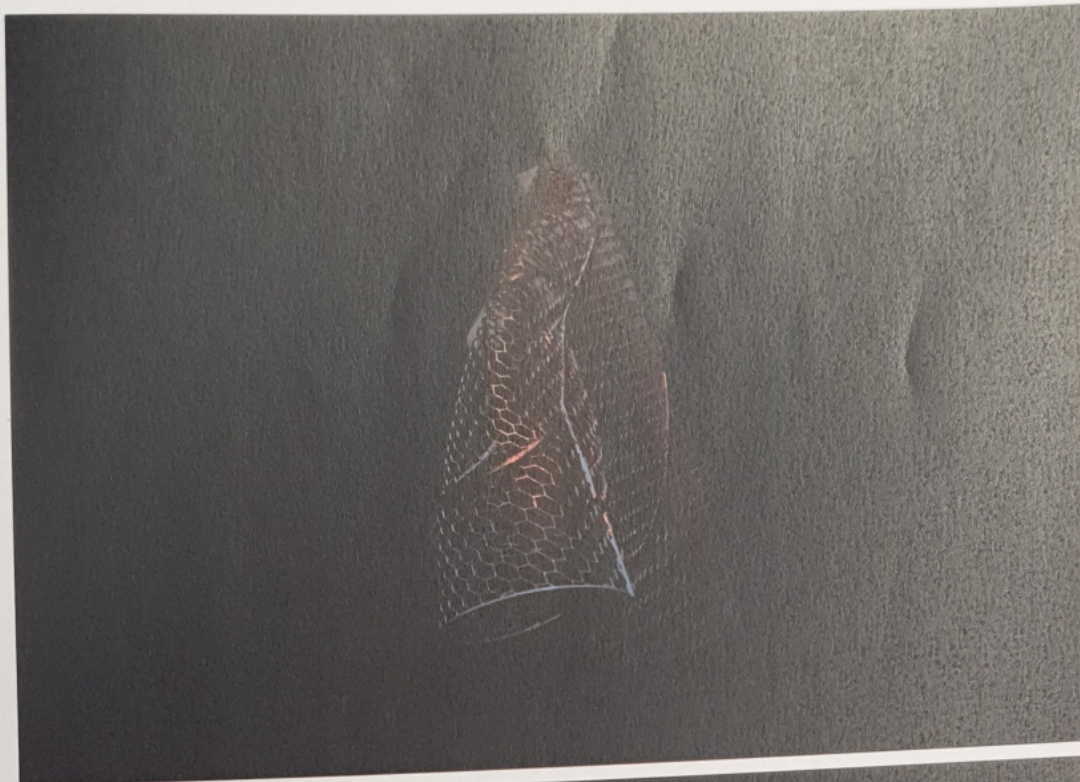




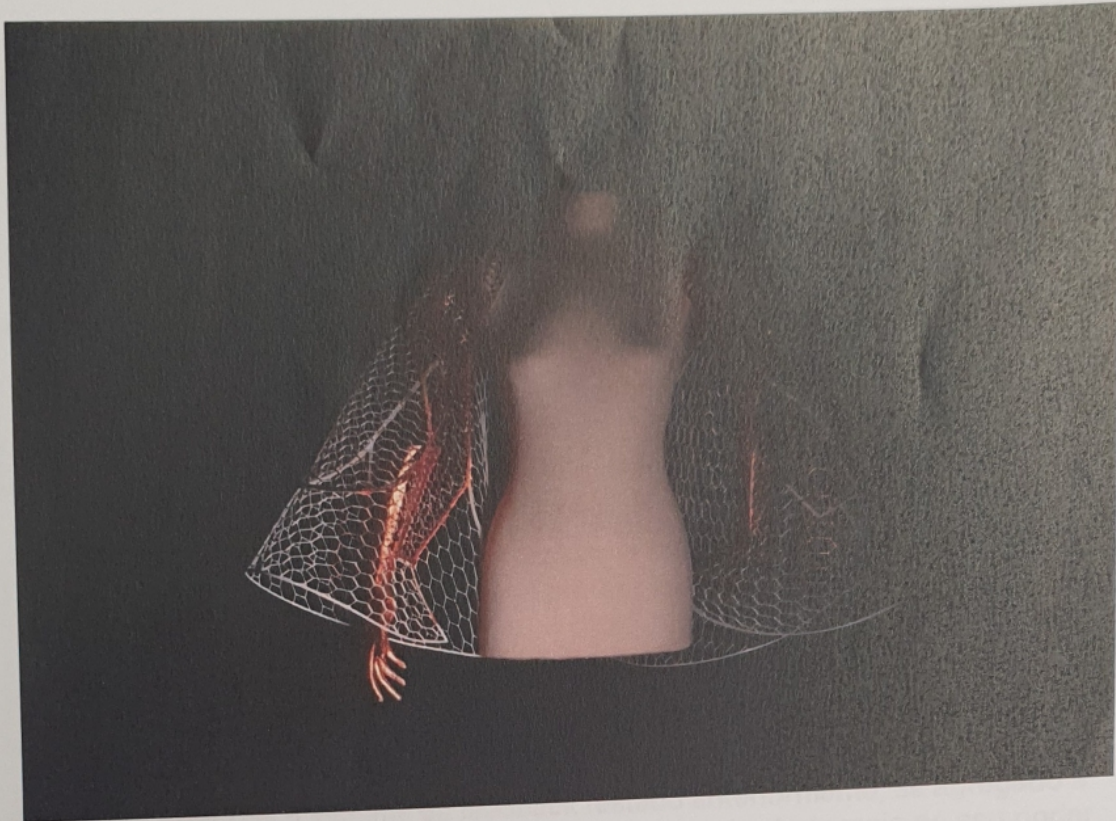












15ª: Quais são os tipos de sensações que as imagens vistas te provocaram?  
Diga em palavras

*dedos mais unidos*

16ª: Você relaciona as imagens acima à:

incapacidade

empoderamento

*se sente normal!*

Neste momento explicaremos do que se tratam as imagens. Tais imagens fazem parte do projeto "Embodiment Garment", desenvolvido pela designer de Moda e realizadora deste estudo, Luisa Mendes Arruda. São peças vestíveis apresentadas em 2 exposições de arte distintas, ambas evocam o discurso fenomenológico da vestimenta como órgão do corpo ao mesmo tempo em que ampliam o diálogo da prótese médica como elemento estético identitário.

Portanto, ao encontro do exposto:

17<sup>a</sup>: Se a sua prótese e a sua roupa fossem uma só peça, assim como o projeto apresentado anteriormente, você compreenderia que a sua prótese é?

parte integrante do próprio corpo     objeto externo     não sei opinar

18<sup>a</sup>: Você teria próteses para diferentes ocasiões, assim como você tem roupas e acessórios?

sim     não

19<sup>a</sup>: Se a sua prótese fosse feita esteticamente sob medida, assim como as estilistas o fazem, você acha que a sua prótese o/a ajudaria no seu poder de comunicação?

sim     não     não sei opinar

20<sup>a</sup>: Você acha que o sistema de feedback testado anteriormente, se agregado à uma prótese feita esteticamente sob medida, o ajudaria ainda mais no seu poder de comunicação?

sim     não     não sei opinar

21<sup>a</sup>: Você acha a união entre a estética com os sensores testados podem contribuir para o desenvolvimento de próteses que possibilitam a reconfiguração de experiências afetivas?

sim     não     não sei opinar

Muito obrigada pela sua participação!

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR AMPUTADOS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

### Parte I

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do utilizador (amputado).

Para tal, solicita-se que o amputado se sente confortavelmente, com o braço esticado em posição para receber o aperto de mão, e que mantenha nos olhos, durante parte do experimento, a proteção contra a luz visível que vamos fornecer (venda). Primeiramente, vamos apresentar os estímulos referentes à temperatura e à pressão, para que haja uma compreensão do sistema.

Parâmetro de estimulação 1	Faixa de temperatura De 20°C a 40°C	Duração do impulso De 60 a 300 ms
Parâmetro de estimulação 2	Faixa de pressão De 0 a 500 N	Frequência de estimulação De 0,66 a 3,33 Hz

Após a referida assimilação do funcionamento do sistema por parte do amputado, um voluntário (a), irá apertar a vossa mão. Durante o aperto de mão, vamos realizar as seguintes perguntas, que peço que escolham apenas uma entre as duas opções que serão fornecidas.

O aperto de mão com duração de 30 segundos se iniciará, e as seguintes perguntas serão feitas durante o aperto de mão:

1º aperto de mão: Apenas com temperatura

**1ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**

Forte ()      Fraca ( )

**2ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente ()      indiferente ( )

2º aperto de mão: Apenas com força

**3ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**

Forte  Fraca ( )

**4ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente ( ) indiferente ( )

3º aperto de mão: Com força e temperatura

**5ª: Qual a força percebida durante o aperto de mão:**

Forte  Fraca ( )

**6ª: Qual a temperatura percebida durante o aperto de mão:**

Quente  indiferente ( )

Este processo irá se repetir com mais dois outros voluntários. Ou seja, o amputado receberá, ao todo 3 apertos de mão, de três pessoas diferentes. A escolha do gênero será aleatória.

Após os três apertos de mão, a venda dos olhos será retirada, e as subseqüentes perguntas serão feitas:

**7ª: A assimilação dos estímulos é de fácil compreensão?**

Sim ( ) Não

**8ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido é útil para você?**

Sim  Não ( )

9º: Qual o grau de conforto do sistema utilizado?

Confortável

desconfortável ( )

10º: Você utilizaria o sistema de feedback em seu dia a dia?

Sim

Não ( )

11º: Porquê usaria, ou não usaria?

## Parte II

A segunda parte deste estudo compreende uma análise fenomenológica interpretativa sobre os efeitos de sentido que emanam das próteses enquanto discurso estético do próprio corpo. O objetivo é analisar, pela perspectiva do utilizador, se a estética acrescida ao sistema de feedback sensorial previamente reportado, atuam de forma complementar para a criação de uma prótese mais responsiva. Dito isto, as seguintes perguntas serão feitas de forma subsequente ao primeiro questionário.

12º: Você acha que a sua prótese é uma parte integrante do seu próprio corpo, ou um objeto externo?

Parte integrante

Objeto externo ( )

Não sei opinar ( )

13º: Você compreende a sua prótese como um dispositivo médico ou como um acessório estético?

Dispositivo médico ( )

Acessório estético

Não sei opinar ( )

14º: Você acha que a sua prótese te representa esteticamente?

Sim

Não ( )

Não sei opinar ( )

\*

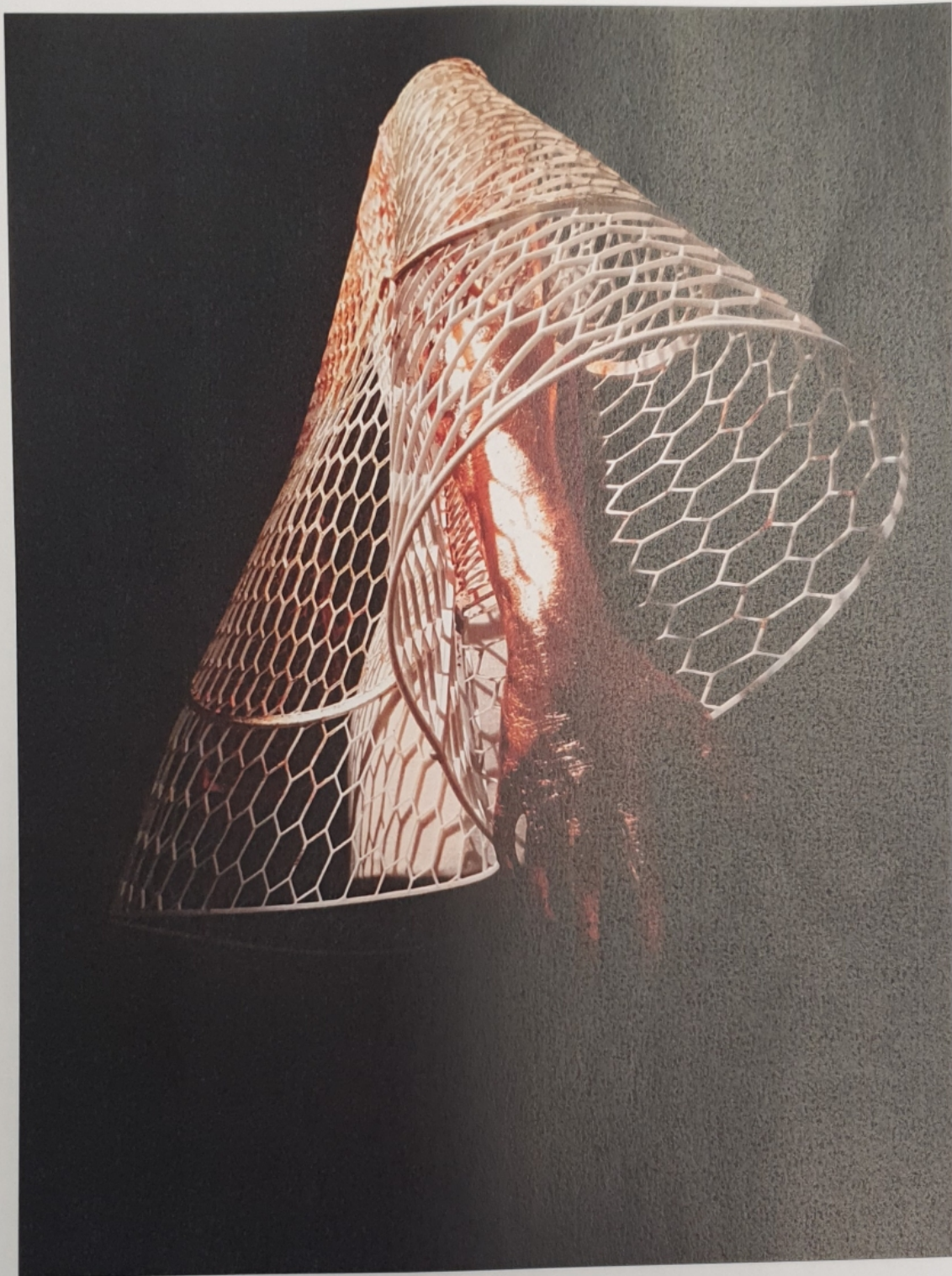
Agora iremos apresentar estas imagens:



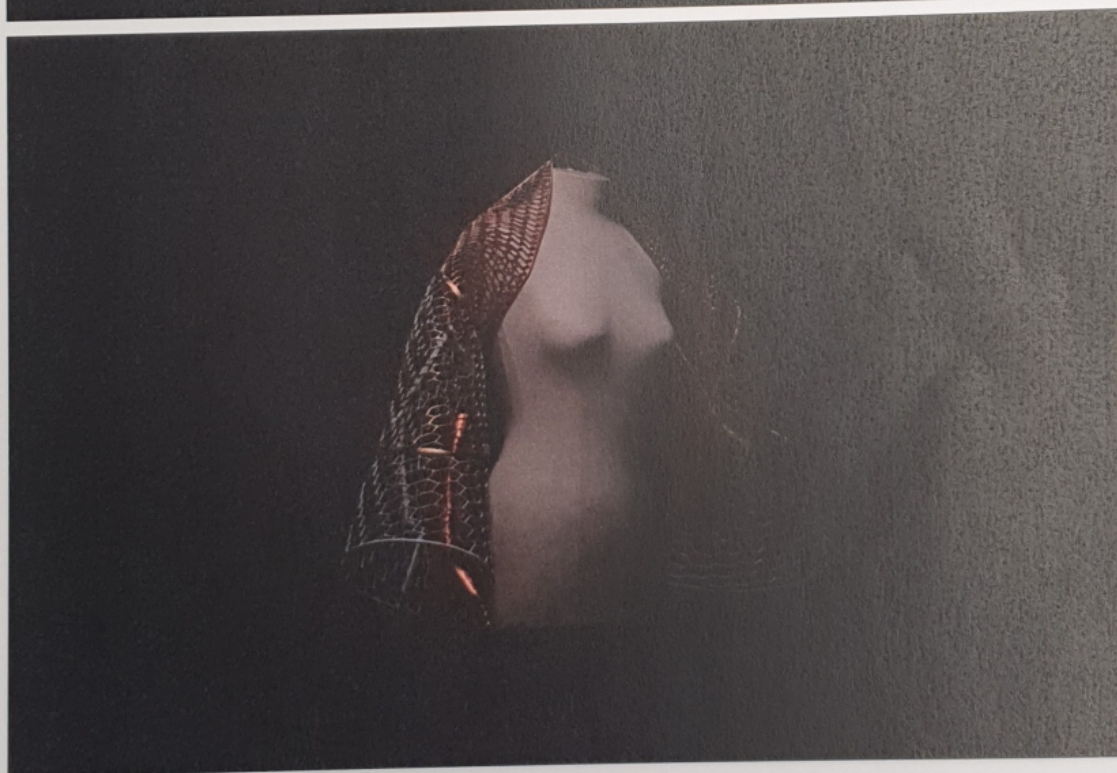
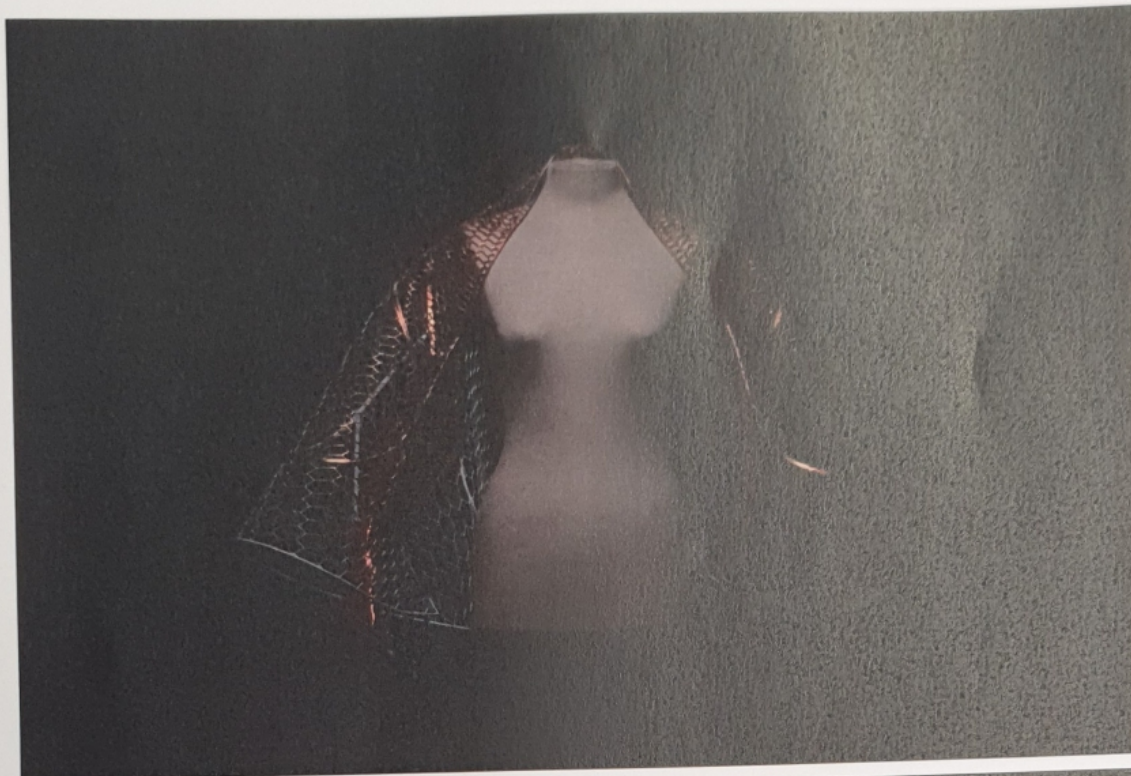


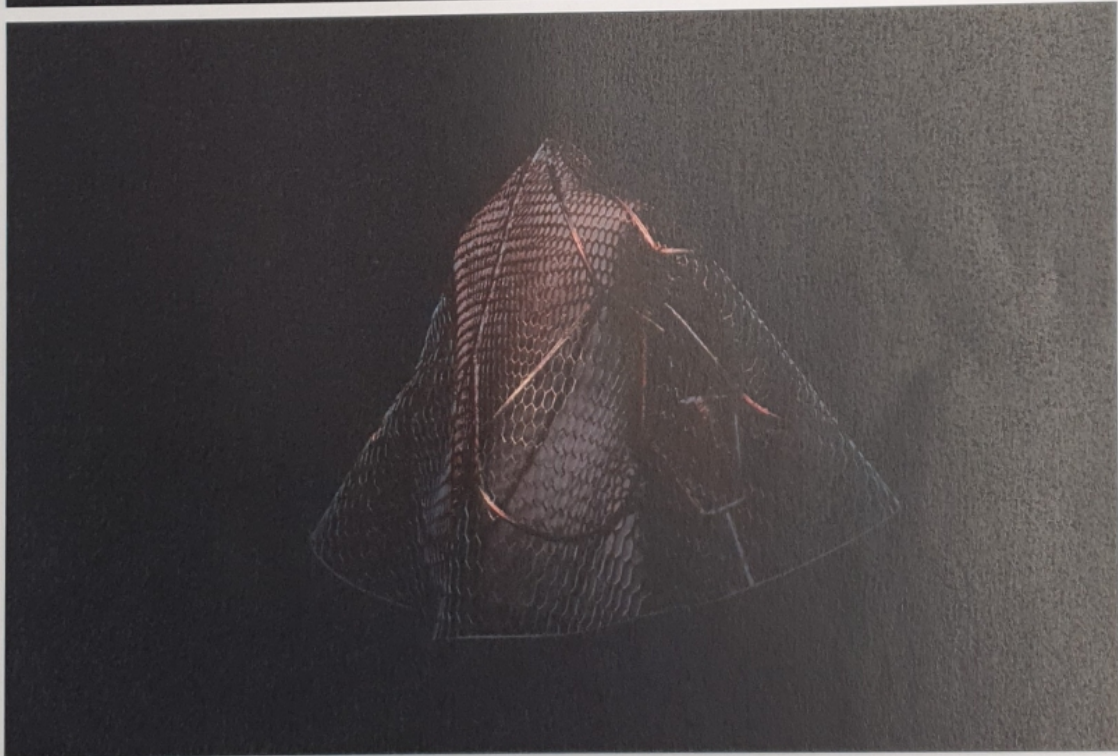
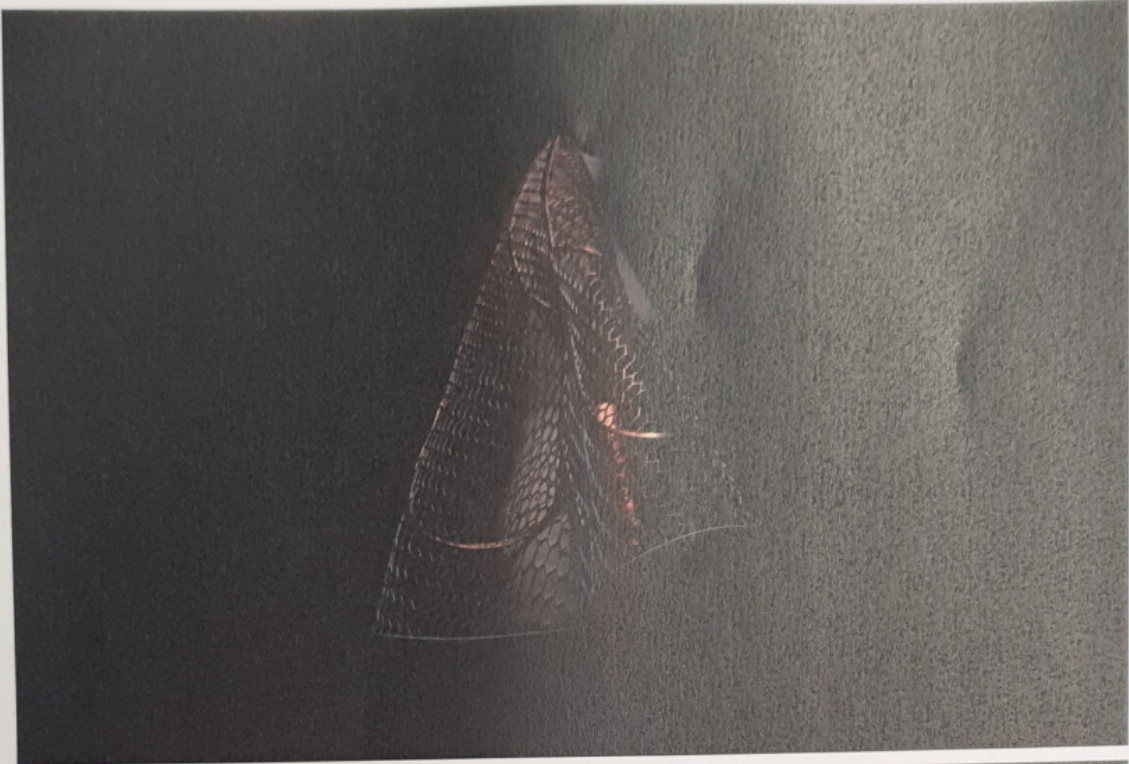


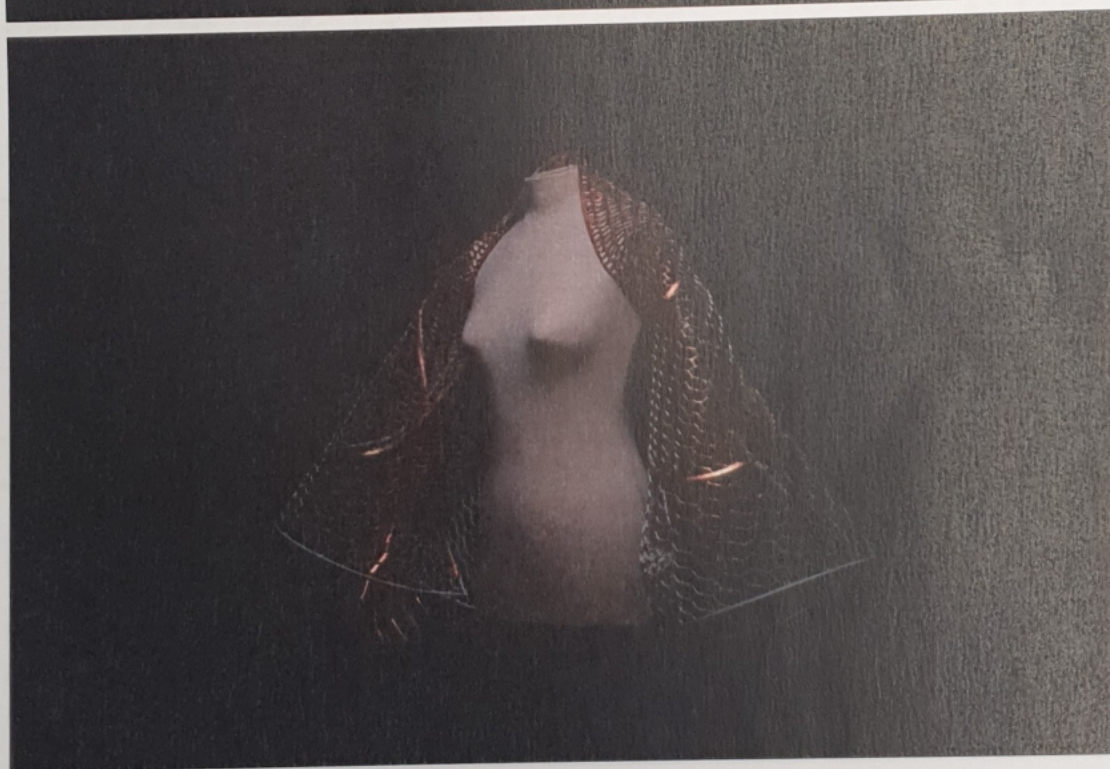
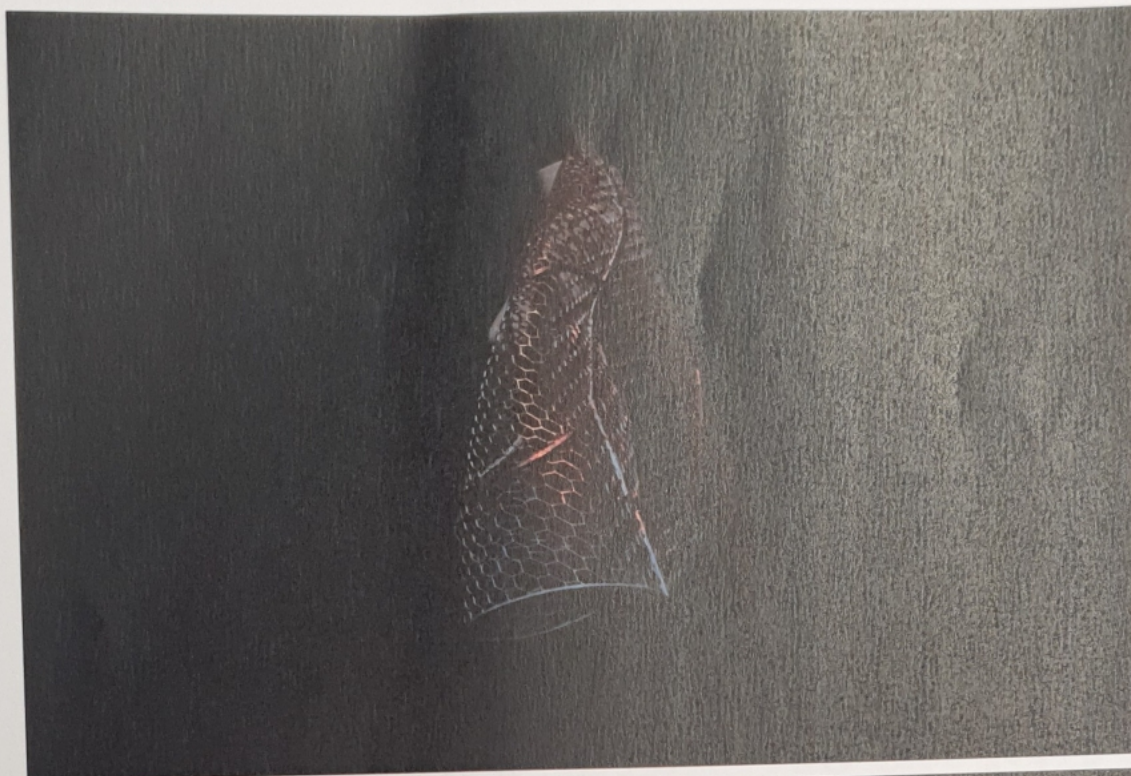












Partido de Engenharia de Materiais



15ª: Quais são os tipos de sensações que as imagens vistas te provocaram?  
Diga em palavras

estanhamento

16ª: Você relaciona as imagens acima à:

incapacidade

empoderamento

Neste momento explicaremos do que se tratam as imagens. Tais imagens fazem parte do projeto "Embodiment Garment", desenvolvido pela designer de Moda e realizadora deste estudo, Luisa Mendes Arruda. São peças vestíveis apresentadas em 2 exposições de arte distintas, ambas evocam o discurso fenomenológico da vestimenta como órgão do corpo ao mesmo tempo em que ampliam o diálogo da prótese médica como elemento estético identitário.

Portanto, ao encontro do exposto:

**17ª: Se a sua prótese e a sua roupa fossem uma só peça, assim como o projeto apresentado anteriormente, você compreenderia que a sua prótese é?**

parte integrante do próprio corpo     objeto externo     não sei opinar

**18ª: Você teria próteses para diferentes ocasiões, assim como você tem roupas e acessórios?**

sim     não

**19ª: Se a sua prótese fosse feita esteticamente sob medida, assim como as estilistas o fazem, você acha que a sua prótese o/a ajudaria no seu poder de comunicação?**

sim     não     não sei opinar

**20ª: Você acha que o sistema de feedback testado anteriormente, se agregado à uma prótese feita esteticamente sob medida, o ajudaria ainda mais no seu poder de comunicação?**

sim     não     não sei opinar

**21ª: Você acha a união entre a estética com os sensores testados podem contribuir para o desenvolvimento de próteses que possibilitam a reconfiguração de experiências afetivas?**

sim     não     não sei opinar

Muito obrigada pela sua participação!

*próteses cor da pele*

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR ORTOPEDISTAS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do profissional que instrui o amputado a utilizar os dispositivos protéticos, nomeadamente, os ortopedistas.

Para tal, solicita-se que o ortopedista acompanhe o experimento e manuseie o sistema de feedback proposto com o intuito de avaliar o sistema e sua finalidade.

O profissional será convidado a responder as seguintes perguntas:

**1ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido pode ser útil para o amputado?**

Sim

Não

**2ª: O sistema de feedback desenvolvido é intuitivo e de fácil compreensão para o amputado?**

Sim

Não

**3ª: O sistema de feedback desenvolvido tem um aspeto confortável?**

Sim

Não

**4ª: O sistema de feedback desenvolvido tem aplicabilidade no dia a dia do utilizador?**

Sim

Não

Muito obrigada pela sua participação!



## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR ORTOPEDISTAS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do profissional que instrui o amputado a utilizar os dispositivos protéticos, nomeadamente, os ortopedistas.

Para tal, solicita-se que o ortopedista acompanhe o experimento e manuseie o sistema de feedback proposto com o intuito de avaliar o sistema e sua finalidade.

O profissional será convidado a responder as seguintes perguntas:

<b>1ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido pode ser útil para o amputado?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>

<b>2ª: O sistema de feedback desenvolvido é intuitivo e de fácil compreensão para o amputado?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>

<b>3ª: O sistema de feedback desenvolvido tem um aspeto confortável?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>

<b>4ª: O sistema de feedback desenvolvido tem aplicabilidade no dia a dia do utilizador?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>

Muito obrigada pela sua participação!

## QUESTIONÁRIO | AVALIAÇÃO POR ORTOPEDISTAS DO SISTEMA DE FEEDBACK HÁPTICO PARA A RECONFIGURAÇÃO DE EXPERIÊNCIA AFETIVAS

A experiência consiste em promover feedback sensorial à amputados que utilizam próteses de mão/ e ou transradial, a partir de um aperto de mão. Dois estímulos pertencentes à um aperto de mão atuarão, simultaneamente, como o input no referido sistema, nomeadamente, a pressão e a temperatura. Como output, utilizaremos um sistema de electroestimulação a informar ao amputado que o aperto de mão está a decorrer. Portanto, este questionário tem como objetivo avaliar o sistema de feedback proposto pela perspetiva do profissional que instrui o amputado a utilizar os dispositivos protéticos, nomeadamente, os ortopedistas.

Para tal, solicita-se que o ortopedista acompanhe o experimento e manuseie o sistema de feedback proposto com o intuito de avaliar o sistema e sua finalidade.

O profissional será convidado a responder as seguintes perguntas:

<b>1ª: O sistema de feedback háptico desenvolvido pode ser útil para o amputado?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

<b>2ª: O sistema de feedback desenvolvido é intuitivo e de fácil compreensão para o amputado?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

<b>3ª: O sistema de feedback desenvolvido tem um aspeto confortável?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

<b>4ª: O sistema de feedback desenvolvido tem aplicabilidade no dia a dia do utilizador?</b>	
Sim <input checked="" type="checkbox"/>	Não ( )

Muito obrigada pela sua participação!

## 8 Anexos

## Features and Benefits

- Small size, low cost
- Easy to integrate
- Factory calibrated in wide temperature range:  
-40...+125 °C for sensor temperature and  
-70...+380 °C for object temperature.
- High accuracy of 0.5°C over wide temperature range (0..+50°C for both Ta and To)
- High (medical) accuracy calibration
- Measurement resolution of 0.02°C
- Single and dual zone versions
- SMBus compatible digital interface
- Customizable PWM output for continuous reading
- Available in 3V and 5V versions
- Simple adaptation for 8...16V applications
- Power saving mode
- Different package options for applications and measurements versatility
- Automotive grade

## Applications Examples

- High precision non-contact temperature measurements;
- Thermal Comfort sensor for Mobile Air Conditioning control system;
- Temperature sensing element for residential, commercial and industrial building air conditioning;
- Windshield defogging;
- Automotive blind angle detection;
- Industrial temperature control of moving parts;
- Temperature control in printers and copiers;
- Home appliances with temperature control;
- Healthcare;
- Livestock monitoring;
- Movement detection;
- Multiple zone temperature control – up to 100 sensors can be read via common 2 wires
- Thermal relay / alert
- Body temperature measurement

## Ordering Information

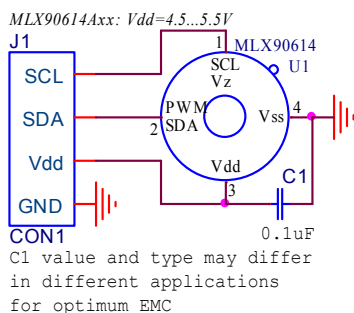


Part No.	Temperature Code	Package Code	- Option Code
MLX90614	E (-40°C to 85°C) K (-40°C to 125°C)	SF (TO-39)	- X X X (1) (2) (3)
(1) Supply Voltage/ Accuracy A - 5V B - 3V C - Reserved D - 3V medical accuracy	(2) Number of thermopiles: A – single zone B – dual zone C – gradient compensated*	(3) Package options: A – Standard package B – Reserved C – 35° FOV F – 10° FOV	

**Example:**  
MLX90614ESF-BAA

\* : See page 2

## 1 Functional diagram



**MLX90614 connection to SMBus**

**Figure 1 Typical application schematics**

## 2 General Description

The MLX90614 is an Infra Red thermometer for non contact temperature measurements. Both the IR sensitive thermopile detector chip and the signal conditioning ASSP are integrated in the same TO-39 can.

Thanks to its low noise amplifier, 17-bit ADC and powerful DSP unit, a high accuracy and resolution of the thermometer is achieved.

The thermometer comes factory calibrated with a digital PWM and SMBus (System Management Bus) output.

As a standard, the 10-bit PWM is configured to continuously transmit the measured temperature in range of -20...120 °C, with an output resolution of 0.14 °C and the POR default is SMBus.

## General description (continued)

The MLX90614 is built from 2 chips developed and manufactured by Melexis:

- The Infra Red thermopile detector MLX81101
- The signal conditioning ASSP MLX90302, specially designed to process the output of IR sensor.

The device is available in an industry standard TO-39 package.

Thanks to the low noise amplifier, high resolution 17-bit ADC and powerful DSP unit of MLX90302 high accuracy and resolution of the thermometer is achieved. The calculated object and ambient temperatures are available in RAM of MLX90302 with resolution of 0.01 °C. They are accessible by 2 wire serial SMBus compatible protocol (0.02°C resolution) or via 10-bit PWM (Pulse Width Modulated) output of the device.

The MLX90614 is factory calibrated in wide temperature ranges: -40...125 °C for the ambient temperature and -70...382.2 °C for the object temperature.

The measured value is the average temperature of all objects in the Field Of View of the sensor. The MLX90614 offers a standard accuracy of  $\pm 0.5^\circ\text{C}$  around room temperatures. A special version for medical applications exists offering an accuracy of  $\pm 0.1^\circ\text{C}$  in a limited temperature range around the human body temperature.

It is very important for the application design to understand that these accuracies are only guaranteed and achievable when the sensor is in thermal equilibrium and under isothermal conditions (there are no temperature differences across the sensor package). The accuracy of the thermometer can be influenced by temperature differences in the package induced by causes like (among others): Hot electronics behind the sensor, heaters/coolers behind or beside the sensor or by a hot/cold object very close to the sensor that not only heats the sensing element in the thermometer but also the thermometer package.

This effect is especially relevant for thermometers with a small FOV like the -XXC and -XXF as the energy received by the sensor from the object is reduced. Therefore, Melexis has introduced the -XCX version of the MLX90614. In these MLX90614-XCX, the thermal gradients are measured internally and the measured temperature is compensated for them. In this way, the -XCX version of the MLX90614 is much less sensitive to thermal gradients, but the effect is not totally eliminated. It is therefore important to avoid the causes of thermal gradients as much as possible or to shield the sensor from them.

As a standard, the MLX90614 is calibrated for an object emissivity of 1. It can be easily customized by the customer for any other emissivity in the range 0.1...1.0 without the need of recalibration with a black body.

The 10-bit PWM is as a standard configured to transmit continuously the measured object temperature for an object temperature range of -20...120 °C with an output resolution of 0.14 °C. The PWM can be easily customized for virtually any range desired by the customer by changing the content of 2 EEPROM cells. This has no effect on the factory calibration of the device.

The PWM pin can also be configured to act as a thermal relay (input is To), thus allowing for an easy and cost effective implementation in thermostats or temperature (freezing/boiling) alert applications. The temperature threshold is user programmable. In a SMBus system this feature can act as a processor interrupt that can trigger reading all slaves on the bus and to determine the precise condition.

The thermometer is available in 2 supply voltage options: 5V compatible or 3V (battery) compatible. The 5V can be easily adopted to operate from a higher supply voltage (8...16V, for example) by use of few external components (refer to "Applications information" section for details).

An optical filter (long-wave pass) that cuts off the visible and near infra-red radiant flux is integrated in the package to provide ambient and sunlight immunity. The wavelength pass band of this optical filter is from 5.5 till 14 $\mu\text{m}$ .

## 3 Table of Contents

1	Functional diagram	1
2	General Description	1
	General description (continued)	2
3	Table of Contents	3
4	Glossary of Terms	4
5	Maximum ratings	4
6	Pin definitions and descriptions	5
7	Electrical Specifications	6
	7.1 MLX90614Axx	6
	7.2 MLX90614Bxx, MLX90614Dxx	8
8	Detailed description	10
	8.1 Block diagram	10
	8.2 Signal processing principle	10
	8.3 Block description	11
	8.3.1 Amplifier	11
	8.3.2 Supply regulator and POR	11
	8.3.3 EEPROM	11
	8.3.4 RAM	14
	8.4 SMBus compatible 2-wire protocol	14
	8.4.1 Functional description	14
	8.4.2 Differences with the standard SMBus specification (reference [1])	15
	8.4.3 Detailed description	15
	8.4.4 AC specification for SMBus	17
	8.4.5 Bit transfer	18
	8.4.6 Commands	18
	8.4.7 Sleep Mode	19
	8.5 PWM	20
	8.5.1 Single PWM format	21
	8.5.2 Extended PWM format	22
	8.5.3 Customizing the temperature range for PWM output	23
	8.6 Switching Between PWM and SMBus communication	24
	8.6.1 PWM is enabled	24
	8.6.2 Request condition	24
	8.6.3 PWM is disabled	24
	8.7 Computation of ambient and object temperatures	25
	8.7.1 Ambient temperature $T_a$	25
	8.7.2 Object temperature $T_o$	25
	8.7.3 Calculation flow	25
	8.8 Thermal relay	27
9	Unique Features	28
10	Performance Graphs	29
	10.1 Temperature accuracy of the MLX90614	29
	10.2 Field Of View (FOV)	31
11	Applications Information	33
	11.1 Use of the MLX90614 thermometer in SMBus configuration	33
	11.2 Use of multiple MLX90614s in SMBus configuration	33
	11.3 PWM output operation	34
	11.4 Thermal alert / thermostat	34
	11.5 High voltage source operation	35
12	Application Comments	36
13	Standard information regarding manufacturability of Melexis products with different soldering processes	38
14	ESD Precautions	38
15	FAQ	39
16	Package Information	41
	16.1 MLX90614XXA	41
	16.2 MLX90614XCC	41
	16.3 MLX90614XCF	42
	16.4 Part marking	42
17	References	43
18	Disclaimer	43

## 4 Glossary of Terms

PTAT	Proportional To Absolute Temperature sensor (package temperature)
PTC	Positive Temperature Coefficient sensor (package temperature)
POR	Power On Reset
HFO	High Frequency Oscillator (RC type)
DSP	Digital Signal Processing
FIR	Finite Impulse Response. Digital filter
IIR	Infinite Impulse Response. Digital filter
IR	Infra-Red
PWM	Pulse With Modulation
DC	Duty Cycle (of the PWM) ; Direct Current (for settled conditions specifications)
FOV	Field Of View
SDA,SCL	Serial DATA, Serial CLock – SMBus compatible communication pins
T <sub>a</sub>	Ambient Temperature measured from the chip – (the package temperature)
T <sub>o</sub>	Object Temperature, 'seen' from IR sensor
ESD	Electro-Static Discharge
EMC	Electro-Magnetic Compatibility
ASSP	Application Specific Standard Product
TBD	To Be Defined

Note: sometimes the MLX90614xxx is referred to as "the module".

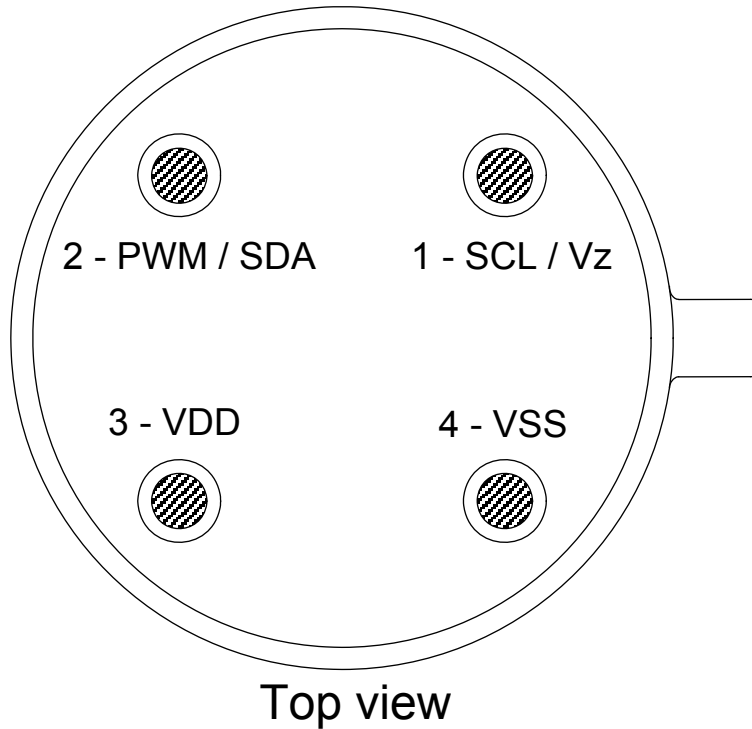
## 5 Maximum ratings

Parameter	MLX90614ESF-Axx	MLX90614ESF-Bxx MLX90614ESF-Dxx	MLX90614KSF-Axx
Supply Voltage, V <sub>DD</sub> (over voltage)	7V	5V	7V
Supply Voltage, V <sub>DD</sub> (operating)	5.5 V	3.6V	5.5V
Reverse Voltage	0.4 V		
Operating Temperature Range, T <sub>A</sub>	-40...+85°C		-40...+125°C
Storage Temperature Range, T <sub>S</sub>	-40...+125°C		-40...+125°C
ESD Sensitivity (AEC Q100 002)	2kV		
DC current into SCL / Vz (Vz mode)	2 mA		
DC sink current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC source current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC clamp current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC clamp current, SCL pin	25 mA		

**Table 1: Absolute maximum ratings for MLX90614**

Exceeding the absolute maximum ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

## 6 Pin definitions and descriptions



**Figure 2: Pin description**

Pin Name	Function
VSS	Ground. The metal can is also connected to this pin.
SCL / Vz	Serial clock input for 2 wire communications protocol. 5.7V zener is available at this pin for connection of external bipolar transistor to MLX90614A to supply the device from external 8 ...16V source.
PWM / SDA	Digital input / output. In normal mode the measured object temperature is available at this pin Pulse Width Modulated. In SMBus compatible mode automatically configured as open drain NMOS.
VDD	External supply voltage.

**Table 2: Pin description MLX90614**

*Note: for +12V (+8...+16V) powered operation refer to the Application information section. For EMC and isothermal conditions reasons it is highly recommended not to use any electrical connection to the metal can except by the VSS pin.*

*With the SCL / Vz and PWM / SDA pins operated in 2-wire interface mode, the input Schmidt trigger function is automatically enabled.*



## 7 Electrical Specifications

### 7.1 MLX90614Axx

All parameters are preliminary for  $T_A = 25\text{ }^\circ\text{C}$ ,  $V_{DD} = 5\text{V}$  (unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>Supplies</b>						
External supply	$V_{DD}$		4.5	5	5.5	V
Supply current	$I_{DD}$	No load		1	2	mA
Supply current (programming)	$I_{DDpr}$	No load, erase/write EEPROM operations		1.5	2.5	mA
Zener voltage	$V_Z$	$I_Z = 75 \dots 1000\mu\text{A}$ ( $T_A = \text{room}$ )	5.5	5.7	5.9	V
Zener voltage	$V_Z(T_A)$	$I_Z = 70 \dots 1000\mu\text{A}$ , full temperature range	5.15	5.75	6.24	V
<b>Power On Reset</b>						
POR level	$V_{POR\_up}$	Power-up (full temp range)	1.4	1.75	1.95	V
POR level	$V_{POR\_down}$	Power –down (full temp range)	1.3	1.7	1.9	V
POR hysteresis	$V_{POR\_hys}$	Full temp range	0.08	0.1	1.15	V
$V_{DD}$ rise time (10% to 90% of specified supply voltage)	$T_{POR}$	Ensure POR signal			20	ms
Output valid (result in RAM)	$T_{valid}$	After POR		0.15		s
<b>Pulse width modulation<sup>1</sup></b>						
PWM resolution	$PWM_{res}$	Data band		10		bit
PWM output period	$PWM_{T,def}$	Factory default, internal oscillator factory calibrated		1.024		ms
PWM period stability	$dPWM_T$	Internal oscillator factory calibrated, over the entire operation range and supply voltage	-4		+4	%
Output high Level	$PWM_{HI}$	$I_{source} = 2\text{ mA}$	$V_{DD}-0.2$			V
Output low Level	$PWM_{LO}$	$I_{sink} = 2\text{ mA}$			$V_{SS}+0.2$	V
Output drive current	$I_{drivePWM}$	$V_{out,H} = V_{DD} - 0.8\text{V}$		7		mA
Output sink current	$I_{sinkPWM}$	$V_{out,L} = 0.8\text{V}$		13.5		mA

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>SMBus compatible 2-wire interface<sup>2</sup></b>						
Input high voltage	$V_{IH}(T_a, V)$	Over temperature and supply	VDD-0.1			V
Input low voltage	$V_{IL}(T_a, V)$	Over temperature and supply			0.6	V
Output low voltage	$V_{OL}$	SDA pin in open drain mode, over temperature and supply, $I_{sink} = 2mA$			0.2	V
SCL leakage	$I_{SCL, leak}$	$V_{SCL}=4V, T_a=+85^{\circ}C$			30	$\mu A$
SDA leakage	$I_{SDA, leak}$	$V_{SDA}=4V, T_a=+85^{\circ}C$			0.3	$\mu A$
SCL capacitance	$C_{SCL}$				10	pF
SDA capacitance	$C_{SDA}$				10	pF
Slave address	SA	Factory default		<b>5A</b>		hex
Wake up request	$t_{wake}$	SDA low	33			ms
SMBus Request	$t_{REQ}$	SCL low	1.44			ms
Timeout, low	$T_{imeout,L}$	SCL low	27		33	<b>ms</b>
Timeout, high	$T_{imeout,H}$	SCL high	45		55	<b>us</b>
Acknowledge setup time	$T_{suac}(MD)$	8-th SCL falling edge, Master	0.5		1.5	us
Acknowledge hold time	$T_{hdac}(MD)$	9-th SCL falling edge, Master	1.5		2.5	us
Acknowledge setup time	$T_{suac}(SD)$	8-th SCL falling edge, Slave	2.5			us
Acknowledge hold time	$T_{hdac}(SD)$	9-th SCL falling edge, Slave	1.5			us
<b>EEPROM</b>						
Data retention		$T_a = +85^{\circ}C$	10			years
Erase/write cycles		$T_a = +25^{\circ}C$	100,000			Times
Erase/write cycles		$T_a = +125^{\circ}C$	10,000			Times
Erase cell time	$T_{erase}$			5		ms
Write cell time	$T_{write}$			5		ms

Notes: All the communication and refresh rate timings are given for the nominal calibrated HFO frequency and will vary with this frequency's variations.

1. All PWM timing specifications are given for single PWM output (factory default for MLX90614xAx). For the extended PWM output (factory default for the MLX90614xBx) each period has twice the timing specifications (refer to the PWM detailed description section). With large capacitive load lower PWM frequency is recommended. Thermal relay output (when configured) has the PWM DC specification and can be programmed as push-pull, or NMOS open drain. PWM is free-running, power-up factory default is SMBus, refer to 7.6, "Switching between PWM and SMBus communication" for details..

2. For SMBus compatible interface on 12V application refer to Application information section. SMBus compatible interface is described in details in the SMBus detailed description section. Maximum number of MLX90614xxx devices on one bus is 127, higher pull-up currents are recommended for higher number of devices, faster bus data transfer rates, and increased reactive loading of the bus.

MLX90614xxx is always a slave device on the bus. MLX90614xxx can work in both low-power and high-power SMBus communication.

All voltages are referred to the  $V_{ss}$  (ground) unless otherwise noted.

Power saving mode is not available on the 5V version (MLX90614Ax).

## 7.2 MLX90614Bxx, MLX90614Dxx

All parameters are preliminary for  $T_A = 25\text{ }^\circ\text{C}$ ,  $V_{DD} = 3\text{V}$  (unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>Supplies</b>						
External supply	$V_{DD}$		2.6	3	3.6	V
Supply current	$I_{DD}$	No load		1	2	mA
Supply current (programming)	$I_{DDpr}$	No load, erase/write EEPROM operations		1.5	2.5	mA
Power-down supply	$I_{sleep}$	no load	1	2.5	5	$\mu\text{A}$
Power-down supply current	$I_{sleep}$	Full temperature range	1	2.5	6	$\mu\text{A}$
<b>Power On Reset</b>						
POR level	$V_{POR\_up}$	Power-up (full temp range)	1.4	1.75	1.95	V
POR level	$V_{POR\_down}$	Power –down (full temp range)	1.3	1.7	1.9	V
POR hysteresis	$V_{POR\_hys}$	Full temp range	0.08	0.1	1.15	V
$V_{DD}$ rise time (10% to 90% of specified supply voltage)	$T_{POR}$	Ensure POR signal			20	ms
Output valid	$T_{valid}$	After POR		0.15		s
<b>Pulse width modulation<sup>1</sup></b>						
PWM resolution	PWMres	Data band		10		bit
PWM output period	$PWM_{T,def}$	Factory default, internal oscillator factory calibrated		1.024		ms
PWM period stability	$dPWM_T$	Internal oscillator factory calibrated, over the entire operation range and supply voltage	-4		+4	%
Output high Level	$PWM_{HI}$	$I_{source} = 2\text{ mA}$	$V_{DD}-0.25$			V
Output low Level	$PWM_{LO}$	$I_{sink} = 2\text{ mA}$			$V_{SS}+0.25$	V
Output drive current	$I_{drive\_PWM}$	$V_{out,H} = V_{DD} - 0.8\text{V}$		4.5		mA
Output sink current	$I_{sink\_PWM}$	$V_{out,L} = 0.8\text{V}$		11		mA

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>SMBus compatible 2-wire interface<sup>2</sup></b>						
Input high voltage	$V_{IH}(Ta,V)$	Over temperature and supply	VDD-0.1			V
Input low voltage	$V_{IL}(Ta,V)$	Over temperature and supply			0.6	V
Output low voltage	$V_{OL}$	SDA pin in open drain mode, over temperature and supply, Isink = 2mA			0.25	V
SCL leakage	$I_{SCL,leak}$	$V_{SCL}=3V, Ta=+85^{\circ}C$			20	uA
SDA leakage	$I_{SDA,leak}$	$V_{SDA}=3V, Ta=+85^{\circ}C$			0.25	uA
SCL capacitance	$C_{SCL}$				10	pF
SDA capacitance	$C_{SDA}$				10	pF
Slave address	SA	Factory default		5A		hex
Wake up request	$t_{wake}$	SDA low	33			ms
SMBus Request	$t_{REQ}$	SCL low	1.44			ms
Timeout, low	$T_{imeout,L}$	SCL low	27		33	<b>ms</b>
Timeout, high	$T_{imeout,H}$	SCL high	45		55	<b>us</b>
Acknowledge setup	$T_{suac}(MD)$	8-th SCL falling edge, Master	0.5		1.5	us
Acknowledge hold	$T_{hdac}(MD)$	9-th SCL falling edge, Master	1.5		2.5	us
Acknowledge setup	$T_{suac}(SD)$	8-th SCL falling edge, Slave	2.5			us
Acknowledge hold	$T_{hdac}(SD)$	9-th SCL falling edge, Slave	1.5			us
<b>EEPROM</b>						
Data retention		$Ta = +85^{\circ}C$	10			years
Erase/write cycles		$Ta = +25^{\circ}C$	100,000			Times
Erase/write cycles		$Ta = +125^{\circ}C$	10,000			Times
Erase cell time	$T_{erase}$			5		ms
Write cell time	$T_{write}$			5		ms

Note: refer to MLX90614Axx notes.

## 8 Detailed description

### 8.1 Block diagram

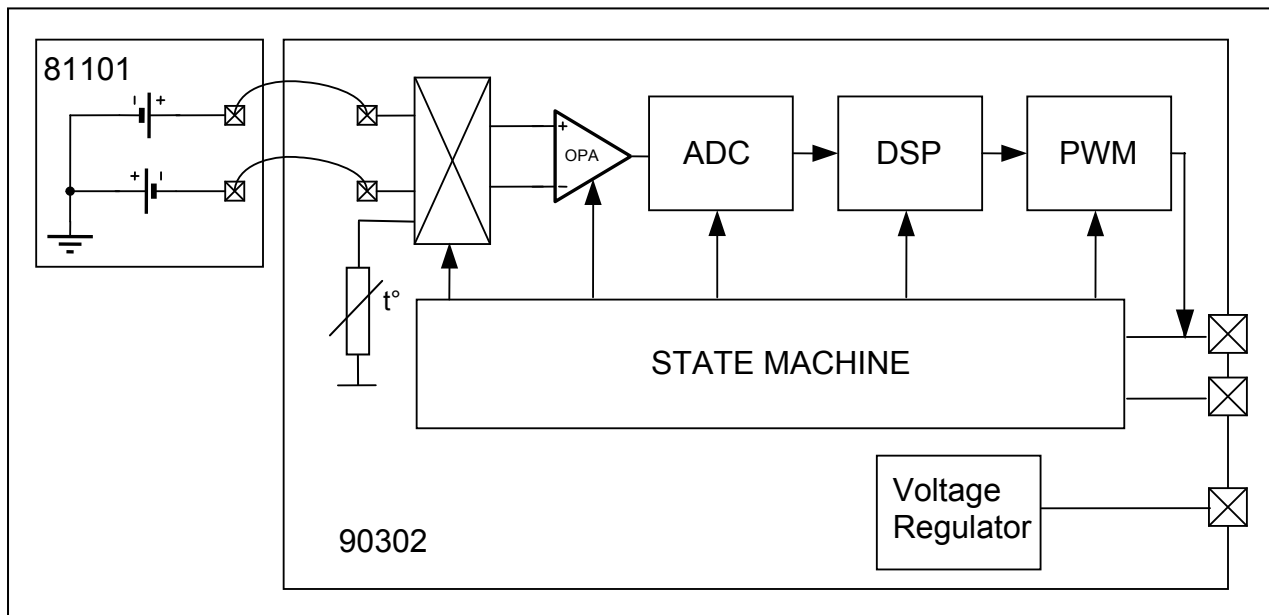


Figure 3: block diagram

### 8.2 Signal processing principle

The operation of the MLX90614 is controlled by an internal state machine, which controls the measurements and calculations of the object and ambient temperatures and does the post-processing of the temperatures to output them through the PWM output or the SMBus compatible interface.

The ASSP supports 2 IR sensors (second one not implemented in the MLX90614xAx). The output of the IR sensors is amplified by a low noise low offset chopper amplifier with programmable gain, converted by a Sigma Delta modulator to a single bit stream and fed to a powerful DSP for further processing. The signal is treated by programmable (by means of EEPROM content) FIR and IIR low pass filters for further reduction of the band width of the input signal to achieve the desired noise performance and refresh rate. The output of the IIR filter is the measurement result and is available in the internal RAM. 3 different cells are available: One for the on-board temperature sensor (on chip PTAT or PTC) and 2 for the IR sensors.

Based on results of the above measurements, the corresponding ambient temperature  $T_a$  and object temperatures  $T_o$  are calculated. Both calculated temperatures have a resolution of  $0.01\text{ }^\circ\text{C}$ . The data for  $T_a$  and  $T_o$  can be read in two ways: Reading RAM cells dedicated for this purpose via the 2-wire interface ( $0.02\text{ }^\circ\text{C}$  resolution, fixed ranges), or through the PWM digital output (10 bit resolution, configurable range).

In the last step of the measurement cycle, the measured  $T_a$  and  $T_o$  are rescaled to the desired output resolution of the PWM) and the recalculated data is loaded in the registers of the PWM state machine, which creates a constant frequency with a duty cycle representing the measured data.

## 8.3 Block description

### 8.3.1 Amplifier

A low noise low offset amplifier with programmable gain is implemented for amplification of the IR sensor voltage. With a carefully designed input modulator and balanced input impedance, an offset as low as 0.5 $\mu$ V is achieved.

### 8.3.2 Supply regulator and POR

The module can operate from 3 different supplies:

VDD= 5V => MLX90614Axx

VDD=3.3V => MLX90614Bxx (battery or regulated supply)

VDD=8...16V => MLX90614Axx few external components are necessary please refer to "Applications information" section for information about adopting higher voltage supplies.

The Power On Reset (POR) is connected to Vdd supply. The on-chip POR circuit provides an active (high) level of the POR signal when the Vdd voltage rises above approximately 0.5V and holds the entire MLX90614xxx in reset until the Vdd is higher than the specified POR threshold  $V_{POR}$  (note that this level is different for MLX90614Axx and MLX90614Bxx). During the time POR is active, the POR signal is available as an open drain at the PWM/SDA pin. After the MLX90614xxx exits the POR condition, the function programmed in EEPROM takes precedence for that pin.

### 8.3.3 EEPROM

A limited number of addresses in the EEPROM memory can be changed by the customer. The whole EEPROM can be read via SMBus interface.

EEPROM (32X16)		
Name	Address	Write acces
$T_{O_{max}}$	000h	Yes
$T_{O_{min}}$	001h	Yes
PWMCTRL	002h	Yes
Ta range	003h	Yes
Emissivity correction coefficient	004h	Yes
Config Register1	005h	Yes
Melexis reserved	006h	No
...	...	...
Melexis reserved	00Dh	No
SMBus address	00Eh	Yes
Melexis reserved	00Fh	Yes
Melexis reserved	010h	No
...	...	...
Melexis reserved	018h	No
Melexis reserved	019h	Yes
Melexis reserved	01Ah	No
Melexis reserved	01Bh	No
ID number	01Ch	No
ID number	01Dh	No
ID number	01Eh	No
ID number	01Fh	No

The addresses  $T_{O_{max}}$ ,  $T_{O_{min}}$  and Ta range are for customer dependent object and ambient temperature ranges. For details see section 8.5.3 below in this document

The address **Emissivity** contains the object emissivity (factory default 1.0 = 0xFFFF), 16 bit.

$$\text{Emissivity} = \text{dec2hex}[\text{round}(65535 \times \epsilon)]$$

Where  $\text{dec2hex}[\text{round}(X)]$  represents decimal to hexadecimal conversion with round-off to nearest value (not truncation). In this case the physical emissivity values are  $\epsilon = 0.1 \dots 1.0$ .

Erase (write 0) must take place before write of desired data is made.

PWM period configuration: Period in extended PWM mode is twice the period in single PWM mode. In single PWM mode period is  $T = 1.024 * P$  [ms], where P is the number, written in bits 15..9 PWMCTRL. Maximum period is then 131.072 ms for single and 262.144 ms for extended. These values are typical and depend on the on-chip RC oscillator absolute value. The duty cycle must be calculated instead of working only with the high time only in order to avoid errors from the period absolute value deviations. The address **PWMCTRL** consists of control bits for configuring the PWM/SDA pin as follows:

15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	PWM Control bit meaning
																0 - PWM mode extended
																1 - PWM mode singel
																0 - PWM mode disabled
																1 - PWM mode enabled
																0 - SDA pin - Open Drain
																1 - SDA pin - Push Pull
																0 - PWM selected
																1 - Thermal relay selected
																- PWM repetition number 0...62 step 2
																- PWM period $1.024 * ms$ (Single PWM) or $2.048 * ms$ (Extended PWM) multiplied by the number written in this place. (128 in case the number is 0.)

\* Values are for nominal HFO frequency

The address **ConfigRegister1** consists of control bits for configuring the analog and digital parts:

15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	ConfigRegister1 bit meaning
																0 0 0 - IIR (5) a1=0.5, b1=0.5
																0 0 1 - IIR (6) a1=0.25, b1=0.75
																0 1 0 - IIR (7) a1=0.166(6), b1=0.83(3)
																0 1 1 - IIR (8) a1=0.125, b1=0.875
																1 0 0 - IIR (1) a1=1, b1=0 (IIR bypassed)
																1 0 1 - IIR (2) a1=0.8, b1=0.2
																1 1 0 - IIR (3) a1=0.666, b1=0.333
																1 1 1 - IIR (4) a1=0.571, b1=0.428
																0 - Repeat sensor test "OFF" - Do NOT alter
																1 - Repeat sensor test "ON" - Do NOT alter
																0 0 - Ta, Tobj1
																0 1 - Ta, Tobj2
																1 0 - Tobj2
																1 1 - Tobj1, Tobj2
																0 - Single IR sensor
																1 - Dual IR sensor
																0 - Positive sign of Ks Melexis reserved DO NOT alter
																1 - Negative sign of Ks Melexis reserved DO NOT alter
																0 0 0 - FIR = 8 not recommended
																0 0 1 - FIR = 16 not recommended
																0 1 0 - FIR = 32 not recommended
																0 1 1 - FIR = 64 not recommended
																1 0 0 - FIR = 128
																1 0 1 - FIR = 256
																1 1 0 - FIR = 512
																1 1 1 - FIR = 1024
																0 0 0 GAIN = 1 - Amp. Bypassed Melexis reserved DO NOT alter
																0 0 1 GAIN = 3 Melexis reserved DO NOT alter
																0 1 0 GAIN = 6 Melexis reserved DO NOT alter
																0 1 1 GAIN = 12,5 Melexis reserved DO NOT alter
																1 0 0 GAIN = 25 Melexis reserved DO NOT alter
																1 0 1 GAIN = 50 Melexis reserved DO NOT alter
																1 1 0 GAIN = 100 Melexis reserved DO NOT alter
																1 1 1 GAIN = 100 Melexis reserved DO NOT alter
																0 - Positive sign of kt2 Melexis reserved DO NOT alter
																1 - Negative sign of kt2 Melexis reserved DO NOT alter
																0 - Enable sensor test Melexis reserved DO NOT alter
																1 - Disable sensor test Melexis reserved DO NOT alter

Note: The following bits/registers should not be altered (except with special tools – contact Melexis for such tools availability) in order to keep the factory calibration relevant:

Ke [15..0]; Config Register1 [13..11;7;3]; addresses 00Fh and 019h.

Check [www.melexis.com](http://www.melexis.com) for latest application notes with details on EEPROM settings.

### On-chip filtering and settling time:

The MLX90614 features configurable on-chip digital filters. They allow customization for speed or noise. Factory default configurations and the typical settling time and noise for the MLX90614 family are given below.

Device	Settling time, sec	Typical noise, °C rms	Spike limit
MLX90614 AAA, BAA, DAA	0.10	0.05	100%
MLX90614 ABA, BBA	0.14	0.07	100%
MLX90614 ACC, BCC	0.14	0.18	100%
MLX90614 ACF, BCF	1.33	0.10	50%

Details on the filters are given in the application note “Understanding MLX90614 on-chip digital signal filters” available from [www.melexis.com](http://www.melexis.com).

The evaluation board, EVB90614 supported by PC SW allows easy configuration of the filters, while not requiring in-depth understanding of the EEPROM.

The available filter settings and the settling times they give are listed below. Settling time depends on three configurations: single/dual zone, IIR filter settings and FIR filter settings. The FIR filter has a straightforward effect on noise (a 4 times decrease of settling time increases the noise 2 times and vice versa). The IIR filter provides an additional, spike limiting, feature. Spike limit is also listed and defines to what level the magnitude of a spike would be limited – for example, 25% denotes that if a 20°C temperature delta spike is measured the temperature reading by the MLX90614 will spike only 5°C. More details are available in the application notes from [www.melexis.com](http://www.melexis.com)

IIR setting	FIR setting	Settling time (s) 90614xAx	Settling time (s) 90614xBx, 90614xCx	Spike limit
xxx	000...011	Not recommended		
100	100	0.04	0.06	100.0%
100	101	0.05	0.07	100.0%
100	110	0.06	0.10	100.0%
100	111	0.10	0.14	100.0%
101	100	0.12	0.20	80.0%
101	101	0.16	0.24	80.0%
101	110	0.22	0.34	80.0%
101	111	0.35	0.54	80.0%
110	100	0.24	0.38	66.7%
110	101	0.30	0.48	66.7%
110	110	0.43	0.67	66.7%
110	111	0.70	1.10	66.7%
111	100	0.26	0.42	57.0%
111	101	0.34	0.53	57.0%
111	110	0.48	0.75	57.0%
111	111	0.78	1.20	57.0%
000	100	0.30	0.47	50.0%
000	101	0.37	0.60	50.0%
000	110	0.54	0.84	50.0%
000	111	0.86	1.33	50.0%
001	100	0.70	1.10	25.0%
001	101	0.88	1.40	25.0%
001	110	1.30	2.00	25.0%
001	111	2.00	3.20	25.0%
010	100	1.10	1.80	16.7%
010	101	1.40	2.20	16.7%
010	110	2.00	3.20	16.7%
010	111	3.30	5.00	16.7%
011	100	1.50	2.40	12.5%
011	101	1.90	3.00	12.5%
011	110	2.80	4.30	12.5%
011	111	4.50	7.00	12.5%

Note: Settling time is in seconds and depends on internal oscillator absolute value.  
100% spike limit appears with the IIR filter bypassed, and there is no spike limitation.



### 8.3.4 RAM

It is not possible to write into the RAM memory. It can only be read and only a limited number of RAM registers are of interest to the customer.

RAM (32x17)		
Name	Address	Read access
Melexis reserved	000h	Yes
...	...	...
Melexis reserved	003h	Yes
Raw data IR channel 1	004h	
Raw data IR channel 2	005h	
T <sub>A</sub>	006h	Yes
T <sub>OBJ1</sub>	007h	Yes
T <sub>OBJ2</sub>	008h	Yes
Melexis reserved	009h	Yes
...	...	...
Melexis reserved	01Fh	Yes

### 8.4 SMBus compatible 2-wire protocol

The chip supports a 2 wires serial protocol, build with pins PWM/SDA and SCL.

- SCL – digital input, used as the clock for SMBus compatible communication. This pin has the auxiliary function for building an external voltage regulator. When the external voltage regulator is used, the 2-wire protocol is available only if the power supply regulator is overdriven.
- PWM/SDA – Digital input/output, used for both the PWM output of the measured object temperature(s) or the digital input/output for the SMBus. The pin can be programmed in EEPROM to operate as Push/Pull or open drain NMOS (open drain NMOS is factory default). In SMBus mode SDA is forced to open drain NMOS I/O, push-pull selection bit defines PWM/Thermal relay operation.

SMBus communication with MLX90614 is covered in details in application notes, available from [www.melexis.com](http://www.melexis.com)

#### 8.4.1 Functional description

The SMBus interface is a 2-wire protocol, allowing communication between the Master Device (MD) and one or more Slave Devices (SD). In the system only one master can be presented at any given time [1]. The MLX90614 can only be used as a slave device.

Generally, the MD initiates the start of data transfer by selecting a SD through the Slave Address (SA).

The MD has read access to the RAM and EEPROM and write access to 9 EEPROM cells (at addresses 0x20h, 0x21h, 0x22h, 0x23h, 0x24h, 0x25h\*, 0x2Eh, 0x2Fh, 0x39h). If the access to the MLX90614 is a read operation it will respond with 16 data bits and 8 bit PEC only if its own slave address, programmed in internal EEPROM, is equal to the SA, sent by the master. The SA feature allows connecting up to 127 devices with only 2 wires, unless the system has some of the specific features described in paragraph 5.2 of reference [1]. In order to provide access to any device or to assign an address to a SD before it is connected to the bus system, the communication must start with zero SA followed by low RWB bit. When this command is sent from the MD, the MLX90614 will always respond and will ignore the internal chip code information.

**Special care must be taken not to put two MLX90614 devices with the same SD addresses on the same bus as MLX90614 does not support ARP[1].**

The MD can force the MLX90614 into low consumption mode “sleep mode” (3V version only).

Read flags like “EEBUSY” (1 – EEPROM is busy with executing the previous write/erase), “EE\_DEAD” (1 – there is fatal EEPROM error and this chip is not functional\*\*).

*Note\*:* This address is readable and writable. Bit 3 should not be altered as this will cancel the factory calibration.

*Note\*\*:* EEPROM error signaling is implemented in automotive grade parts only.

### 8.4.2 Differences with the standard SMBus specification (reference [1])

There are eleven command protocols for standard SMBus interface. The MLX90614 supports only two of them. Not supported commands are:

- Quick Command
- Byte commands - Sent Byte, Receive Byte, Write Byte and Read Byte
- Process Call
- Block commands – Block Write and Write-Block Read Process Call

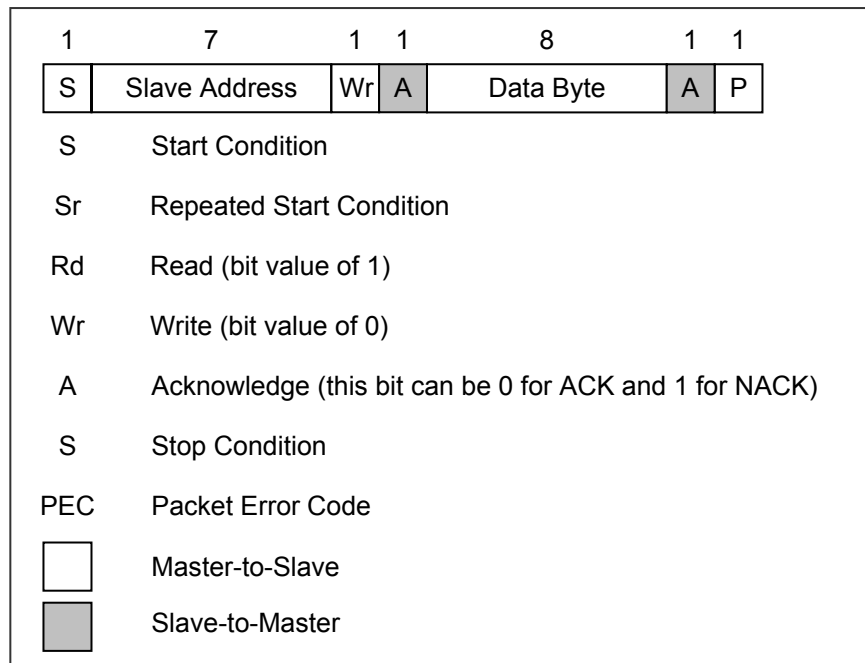
Supported commands are:

- Read Word
- Write Word

### 8.4.3 Detailed description

The PWM/SDA pin of MLX90614 can operate also as PWM output, depending on the EEPROM settings. If PWM is enabled, after POR the PWM/SDA pin is directly configured as PWM output. The PWM mode can be avoided and the pin can be restored to its Data function by a special command. That is why hereafter both modes are treated separately.

#### 8.4.3.1 Bus Protocol



**Figure 4: SMBus packet element key**

After every 8 bits received by the SD an ACK/NACK takes place. When a MD initiates communication, it first sends the address of the slave and only the SD which recognizes the address will ACK, the rest will remain silent. In case the SD NACKs one of the bytes, the MD should stop the communication and repeat the message. A NACK could be received after the PEC. This means that there is an error in the received message and the MD should try sending the message again. The PEC calculation includes all bits except the START, REPEATED START, STOP, ACK, and NACK bits. The PEC is a CRC-8 with polynomial  $X^8+X^2+X+1$ . The Most Significant Bit of every byte is transferred first.

### 8.4.3.1.1 Read Word (depending on the command – RAM or EEPROM)

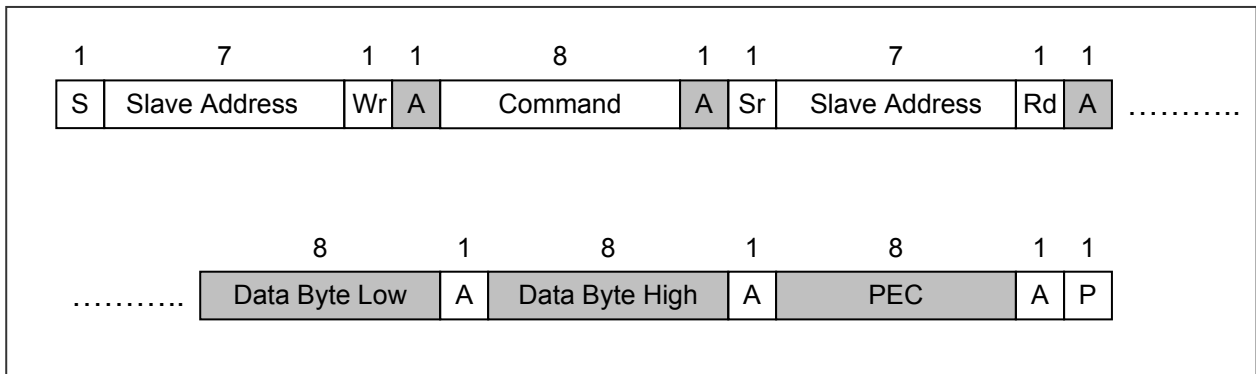


Figure 5: SMBus read word format

### 8.4.3.1.2 Write Word (depending on the command – RAM or EEPROM)

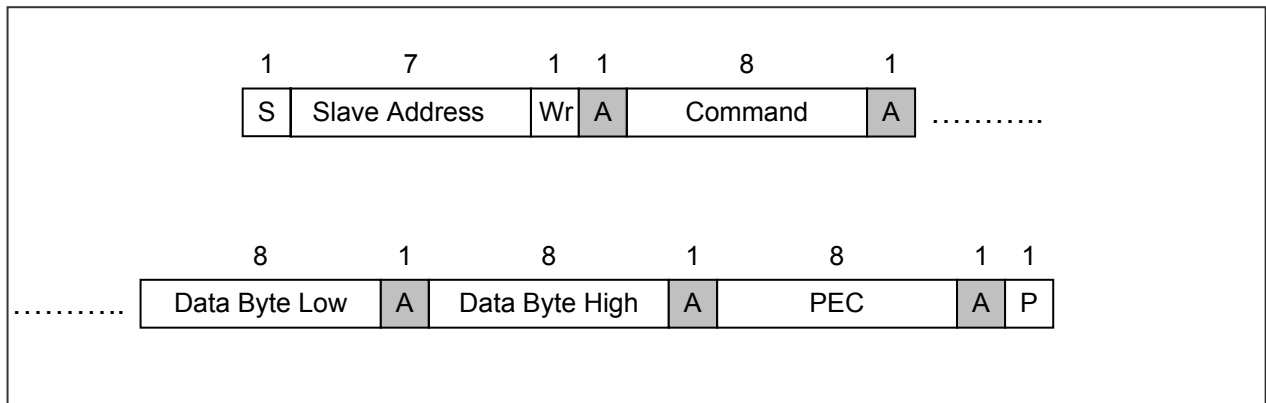
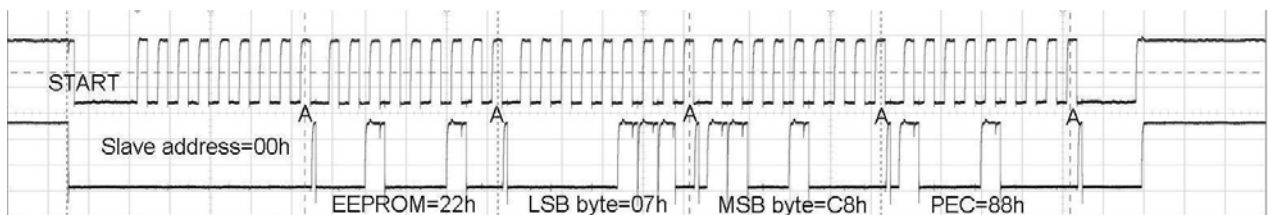
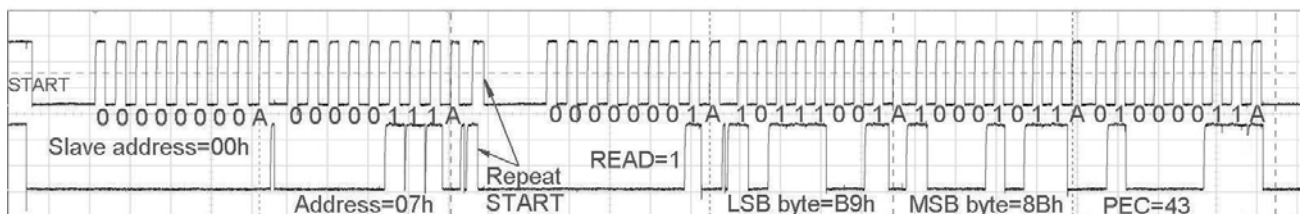


Figure 6: SMBus write word format



Write 0xC807h to EEPROM address 0x22h, PEC=0x88h



Read RAM 0x07h, result = 0x8BB9h, PEC = 0x43h

Figure 7: SMBus communication examples (Read RAM and Write EEPROM)

## 8.4.4 AC specification for SMBus

### 8.4.4.1 Timing

The MLX90614 meets all the timing specifications of the SMBus [1]. The maximum frequency of the MLX90614 SMBus is 100 KHz and the minimum is 10 KHz.

The specific timings in MLX90614's SMBus are:

**SMBus Request ( $t_{REQ}$ )** is the time that the SCL should be forced low in order to switch MLX90614 from PWM mode to SMBus mode – at least 1.44ms;

**Timeout<sub>L</sub>** is the maximum allowed time for SCL to be low. After this time the MLX90614 will reset its communication block and will be ready for new communication – not more than 45 $\mu$ s;

**Timeout<sub>H</sub>** is the maximum time for which it is allowed for SCL to be high during communication. After this time MLX90614 will reset its communication block assuming that the bus is idle (according to the SMBus specification) – not more than 27ms.

**$T_{suac}(SD)$**  is the time after the eighth falling edge of SCL that MLX90614 will force PWM/SDA low to acknowledge the last received byte – not more than 2,5 $\mu$ s.

**$T_{hdac}(SD)$**  is the time after the ninth falling edge of SCL that MLX90614 will release the PWM/SDA (so the MD can continue with the communication) – not more than 1,5 $\mu$ s.

**$T_{suac}(MD)$**  is the time after the eighth falling edge of SCL that MLX90614 will release PWM/SDA (so that the MD can acknowledge the last received byte) – not more than 0,5 $\mu$ s.

**$T_{hdac}(MD)$**  is the time after the ninth falling edge of SCL that MLX90614 will take control of the PWM/SDA (so it can continue with the next byte to transmit) – not more than 1,5 $\mu$ s.

The indexes MD and SD for the latest timings are used – MD when the master device is making acknowledge; SD when the slave device is making acknowledge. For other timings see [1].

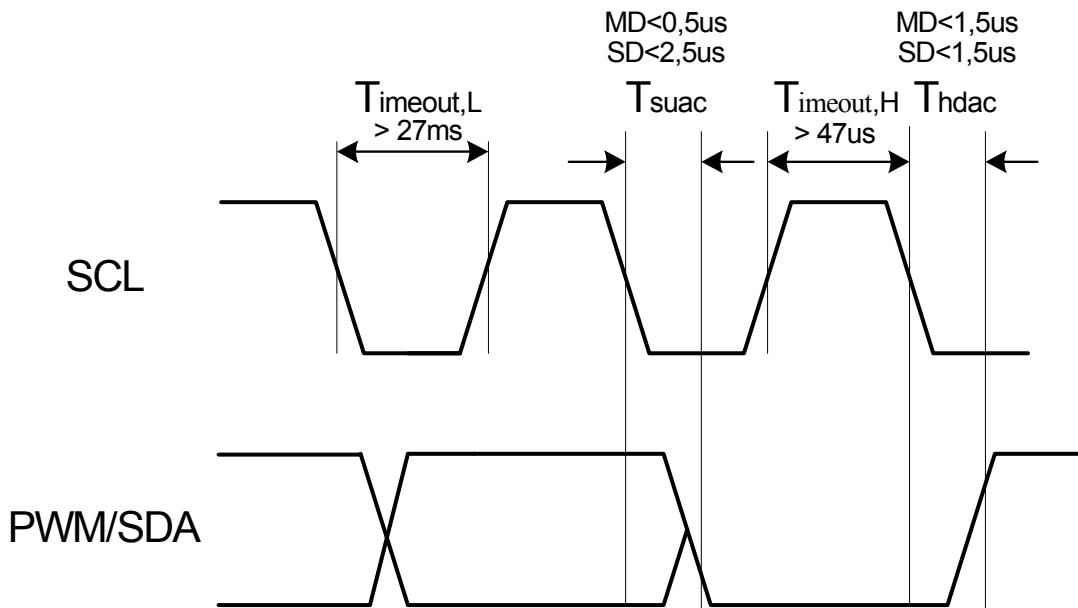


Figure 8: SMBus timing

The auxiliary functions of the SCL pin (zener diode) add undershoot to the clock pulse (5V devices only) as shown in the picture below (see Fig 9). This undershoot is caused by the transient response of the on-chip synthesized Zener diode. Typical duration of undershoot is approximately 15 $\mu$ s. An increased reactance of the SCL line is likely to increase this effect. Undershoot does not affect the recognition of the SCL rising edge by the MLX90914, but may affect proper operation of non-MLX90614 slaves on the same bus.

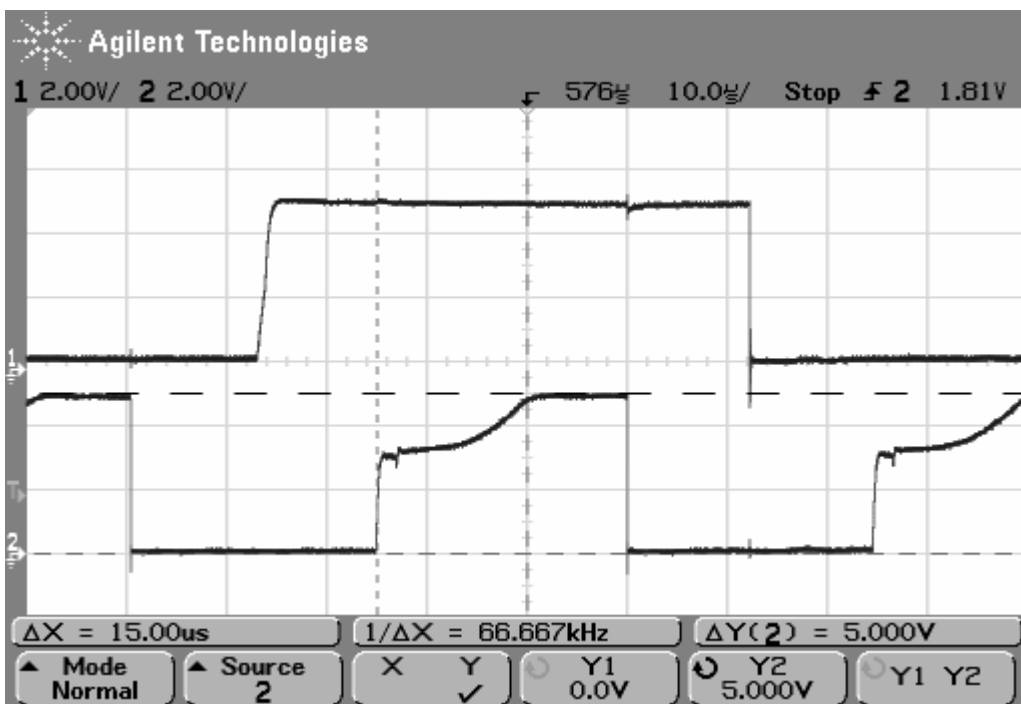


Figure 9: Undershoot of SCL line due to on chip synthesized zener diode (5V versions only)

### 8.4.5 Bit transfer

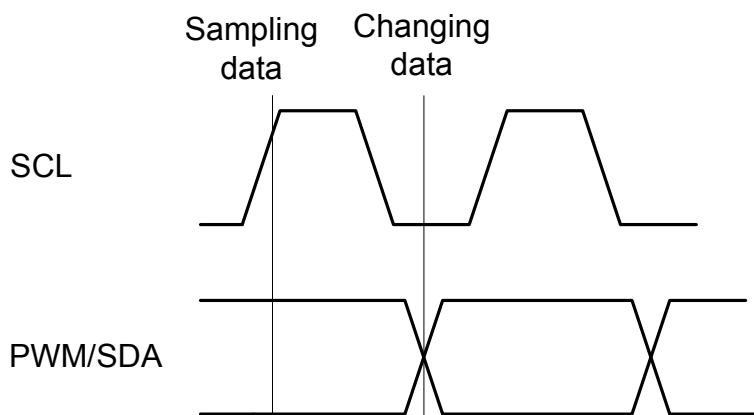


Figure 10: Bit transfer on SMBus

The data on PWM/SDA must be changed when SCL is low (min 300ns after the falling edge of SCL). The data is fetched by both MD and SDs on the rising edge of the SCL. The recommended timing for changing data is in the middle of the period when the SCL is low.

### 8.4.6 Commands

RAM and EEPROM can be read both with 32x16 sizes. If the RAM is read, the data are divided by two, due to a sign bit in RAM (for example,  $T_{OBJ1}$  - RAM address 0x07h will sweep between 0x27ADh to 0x7FFF as the object temperature rises from -70.01°C to +382.19°C). The MSB read from RAM is an error flag (active high) for the linearized temperatures ( $T_{OBJ1}$ ,  $T_{OBJ2}$  and  $T_a$ ). The MSB for the raw data (e.g. IR sensor1 data) is a sign bit (sign and magnitude format). A write of 0x0000 must be done prior to writing in EEPROM in order to erase the EEPROM cell content. Refer to EEPROM detailed description for factory calibration EEPROM locations that need to be kept unaltered.

Opcode	Command
000x xxxx*	RAM Access
001x xxxx*	EEPROM Access
1111_0000**	Read Flags
1111_1111	Enter SLEEP mode

Note\*: The xxxxx represent the 5 LSBits of the memory map address to be read/written.

Note\*\*: Behaves like read command. The MLX90614 returns PEC after 16 bits data of which only 4 are meaningful and if the MD wants it, it can stop the communication after the first byte. The difference between read and read flags is that the latter does not have a repeated start bit.

Flags read are:

Data[7] - EEBUSY - the previous write/erase EEPROM access is still in progress. High active.

Data[6] - Unused

Data[5] - EE\_DEAD - EEPROM double error has occurred. High active.

Data[4] - INIT - POR initialization routine is still ongoing. Low active.

Data[3] - Not implemented.

Data[2..0] and Data[8..15] - All zeros.

Flags read is a diagnostic feature. The MLX90614 can be used regardless of these flags.

For details and examples for SMBus communication with the MLX90614 check the [www.melexis.com](http://www.melexis.com)

### 8.4.7 Sleep Mode

The MLX90614 can enter in Sleep Mode via the command “Enter SLEEP mode” sent via the SMBus interface. This mode is not available for the 5V supply version. To limit the current consumption to 2.5uA (typical), the SCL pin should be kept low during sleep. MLX90614 goes back into power-up default mode (via POR reset) by setting SCL pin high and then PWM/SDA pin low for at least  $t_{DDq}=80ms$ . **If EEPROM is configured for PWM (EN\_PWM is high), the PWM interface will be selected after awakening and if PWM control [2], PPODB is 1 the MLX90614 will output a PWM pulse train with push-pull output.**

#### 8.4.7.1 Enter Sleep Mode

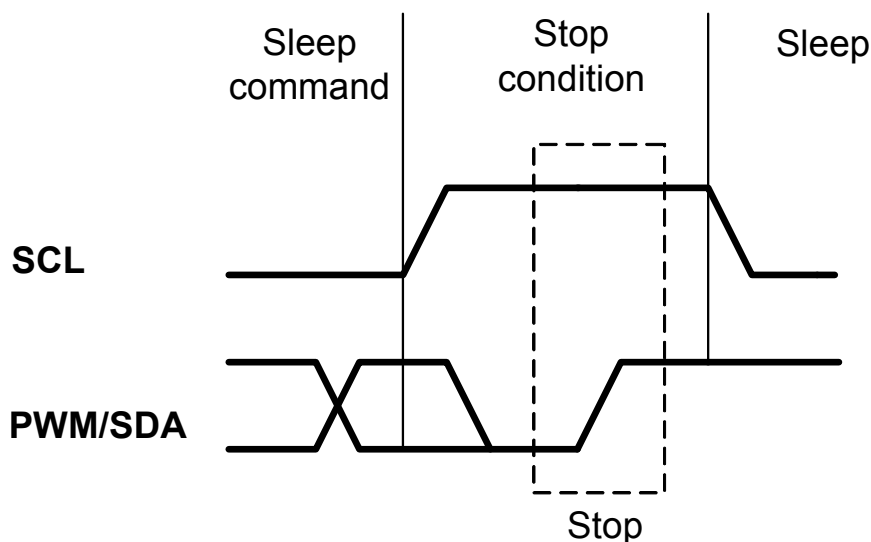


Figure 11: Enter sleep

### 8.4.7.2 Exit from Sleep Mode

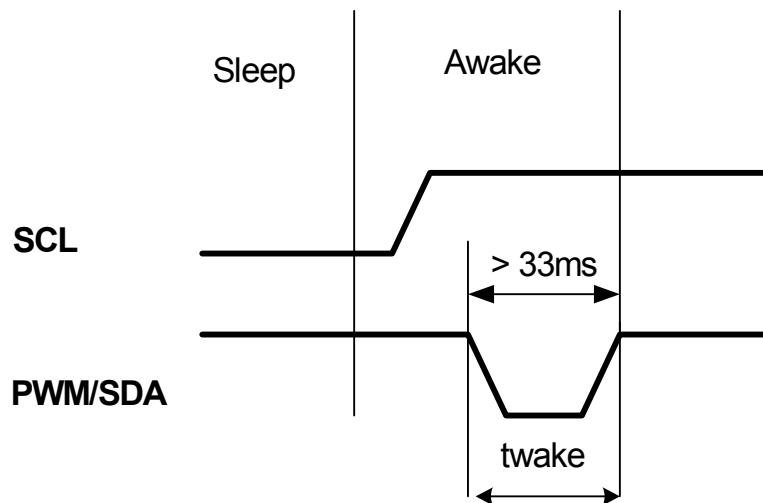


Figure 12: Exit Sleep Mode

First data is available 0.25 seconds (typ) after exit from Sleep is done. On-chip IIR filter is skipped for the very first measurement. All measurements afterwards pass the embedded digital filtering as configured in EEPROM. Details on embedded filtering are available in application note "Understanding MLX90614 on-chip digital signal filters", available from [www.melexis.com](http://www.melexis.com)

SCL line is kept low in order to reduce current leakage trough the pin (artificial zener diode is connected to that pin).

### 8.5 PWM

The MLX90614 can be read via PWM or SMBus compatible interface. Selection of PWM output is done in EEPROM configuration (factory default is SMBus). PWM output has two programmable formats, single and dual data transmission, providing single wire reading of two temperatures (dual zone object or object and ambient). The PWM period is derived from the on-chip oscillator and is programmable.

Config Register[5:4]	PWM1 data	PWM2 data	$T_{min,1}$	$T_{max,1}$	$T_{min,2}$	$T_{max,2}$
00	$T_a$	$T_{obj1}$	$T_{a_{range,L}}$	$T_{a_{range,H}}$	$T_{O_{min}}$	$T_{O_{max}}$
01	$T_a$	$T_{obj2}$	$T_{a_{range,L}}$	$T_{a_{range,H}}$	$T_{O_{min}}$	$T_{O_{max}}$
11	$T_{obj1}$	$T_{obj2}$	$T_{O_{min}}$	$T_{O_{max}}$	$T_{O_{min}}$	$T_{O_{max}}$
10*	$T_{obj2}$	Undefined	$T_{O_{min}}$	$T_{O_{max}}$	N.A.	N.A.

Note: Serial data functions (2-wire / PWM) are multiplexed with a thermal relay function (described in the "Thermal relay" section).

\* not recommended for extended PWM format operation

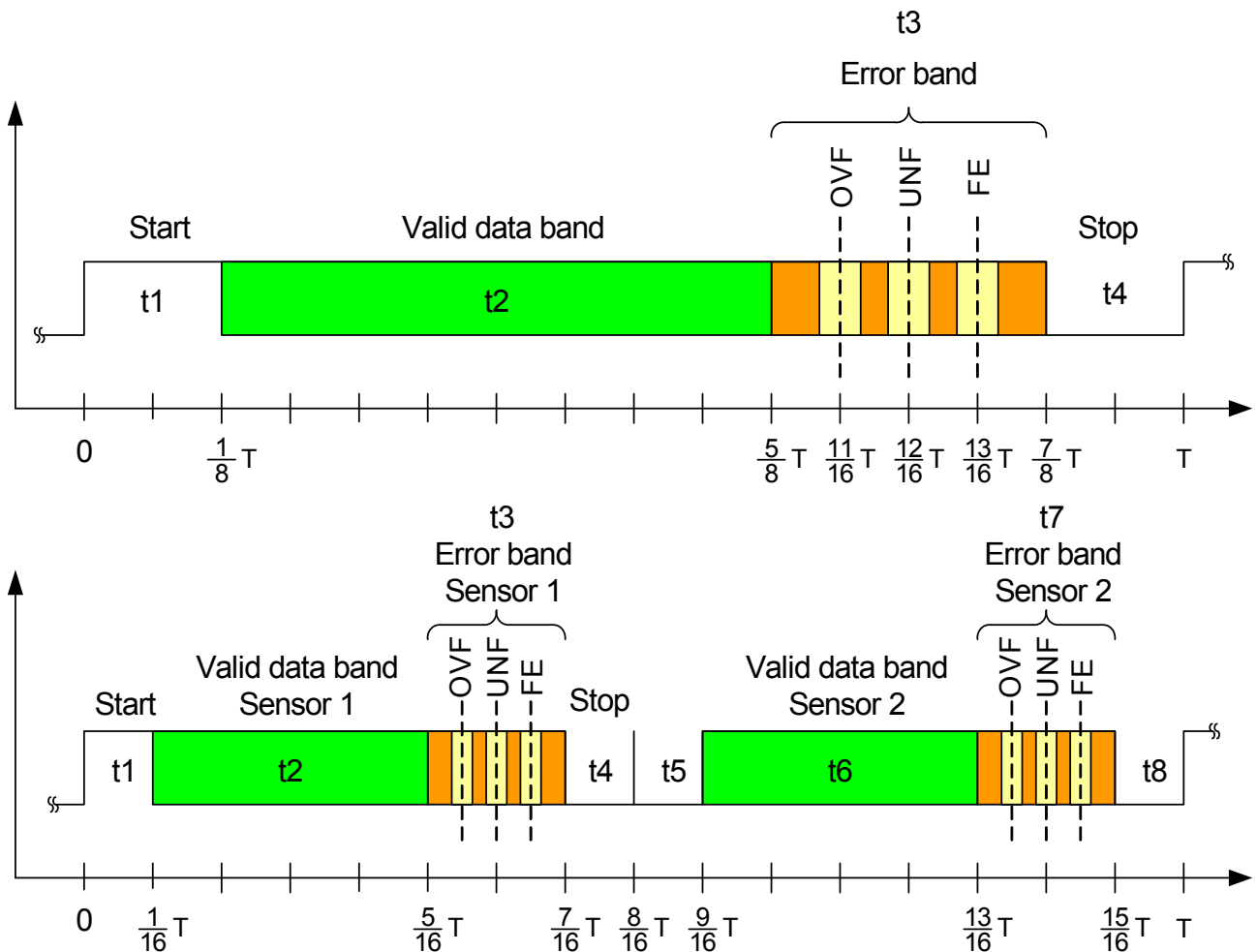


Figure 13: PWM timing single (above) and extended PWM (below)

PWM type	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8
Single	1/8 – high	4/8 - var	2/8	1/8 – low	NA	NA	NA	NA
Extended - S1	1/16 - high	4/16 - var	2/16	1/16 - low	1/16 - low	4/16 - low	2/16 - low	1/16 - low
Extended - S2	1/16 - high	4/16 - high	2/16 - high	1/16 - high	1/16 - high	4/16 - var	2/16	1/16 - low

### 8.5.1 Single PWM format

In single PWM output mode the settings for PWM1 data only are used. The temperature reading can be calculated from the signal timing as:

$$T_{out} = \left[ \frac{2t_2}{T} (T_{max} - T_{min}) \right] + T_{min} ,$$

where  $T_{min}$  and  $T_{max}$  are the corresponding rescale coefficients in EEPROM for the selected temperature output ( $T_a$ , object temperature range is valid for both  $T_{obj1}$  and  $T_{obj2}$  as specified in the previous table) and  $T$  is the PWM period.  $T_{out}$  is  $T_{obj1}$ ,  $T_{obj2}$  or  $T_a$  according to Config Register [5:4] settings.



The different time intervals  $t_1 \dots t_4$  have following meaning:

- $t_1$ : Start buffer. During this time the signal is always high.  $t_1 = 0.125 * T$  (T is the PWM period, refer to fig. 13).
- $t_2$ : Valid Data Output Band,  $0 \dots 1/2T$ . PWM output data resolution is 10 bit.
- $t_3$ : Error band – information for fatal error in EEPROM (double error detected, not correctable).  $t_3 = 0.25 * T$ . Therefore a PWM pulse train with a duty cycle of 0.875 will indicate a fatal error in EEPROM (for single PWM format). OVF means Overflow, UNF means Underflow and FE mean Fatal Error.

Example:

$T_{obj1} \Rightarrow$  Config Reg[5:4] = 11'b  
 $T_{min} = 0^\circ\text{C} \Rightarrow T_{min} [\text{EEPROM}] = 100 * (t_{min} + 273.15) = 6AB3h$   
 $T_{max} = +50^\circ\text{C} \Rightarrow T_{max} [\text{EEPROM}] = 100 * (t_{max} + 273.15) = 7E3Bh$   
 Captured PWM high duration is  $0.495 * T \Rightarrow t_2 = (0.495 - 0.125) * T = 0.370 * T \Rightarrow$   
 measured object temperature =  $2X0.370 * (50^\circ\text{C} - 0^\circ\text{C}) + 0^\circ\text{C} = +37.0^\circ\text{C}$ .

### 8.5.2 Extended PWM format

The PWM format for extended PWM is shown in Figure 13. Note that with bits DUAL[5:1]>00h each period will be outputted  $2N+1$  times, where N is the decimal value of the number written in DUAL[5:1] (DUAL[5:1] = PWM control & clock [8:4]), like shown on Figure 14.

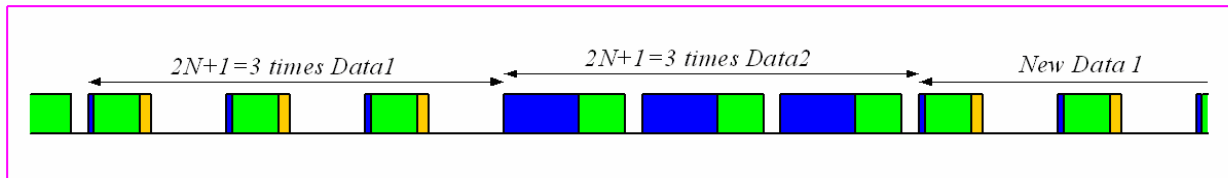


Figure 14: Extended PWM format with DUAL [5:1] = 01h (2 repetitions for each data)

The temperature transmitted in Data 1 field can be calculated using the following equation:

$$T_{out_1} = \left[ \frac{2t_2}{T} * (T_{max_1} - T_{min_1}) \right] + T_{min_1}$$

For Data 2 field the equation is:

$$T_{out_2} = \left[ \frac{2t_5}{T} * (T_{max_2} - T_{min_2}) \right] + T_{min_2}$$

Where  $T_{min_1}$ ,  $T_{max_1}$ ,  $T_{min_2}$  and  $T_{max_2}$  are given in Table 9,  $t_2 = t_{high1} - t_1$ , and  $t_5 = t_{high2} - t_4$ .

Time bands are:  $t_1 = 0.125 * T$ ,  $t_3 = 0.25 * T$  and  $t_4 = 1.125 * T$ . As shown in Figure 11, in extended PWM format the period is twice the period for the single PWM format. All equations provided herein are given for the single PWM period T. The EEPROM Error band signaling will be 43.75% duty cycle for Data1 and 93.75% for Data2.

Note: EEPROM error signaling is implemented in automotive grade parts only.

Example:

Configuration:  $T_a : T_{obj1} @$  Data1 : Data2  $\Rightarrow$  Config Reg[5:4] = 00b,  
 $T_{a_{min}} = -5^\circ\text{C} \Rightarrow T_{a_{range, L}} [\text{EEPROM}] = 100 * (T_{a_{min}} + 38.2) / 64 = 34h$ ,  
 $T_{a_{max}} = +105^\circ\text{C} \Rightarrow T_{a_{range, H}} [\text{EEPROM}] = 100 * (T_{a_{max}} + 38.2) / 64 = E0h$ ,  
 $T_{a_{range}} [\text{EEPROM}] = E034h$   
 $T_{min} = 0^\circ\text{C} \Rightarrow T_{min} [\text{EEPROM}] = 100 * (T_{min} + 273.15) = 6AB3h$   
 $T_{max} = +50^\circ\text{C} \Rightarrow T_{max} [\text{EEPROM}] = 100 * (T_{max} + 273.15) = 7E3Bh$   
 Captured high durations are  $0.13068 * (2T)$  and  $0.7475 * (2T)$ , where  $2T$  is each captured PWM period. Time band  $t_4$  is provided for reliable determination between Data1 and Data2 data fields. Thus Data1 is represented by  $0.13068 * (2T)$  and Data2 – by  $0.7475 * (2T)$ , and the temperatures can be calculated as follows:  
 $t_2 / T = (t_{high1} / T) - 0.125 = 0.13636 \Rightarrow T_a = +25.0^\circ\text{C}$ ,  
 $t_5 / T = (t_{high2} / T) - 1.125 = 0.370 \Rightarrow T_{obj1} = +37.0^\circ\text{C}$ .

### 8.5.3 Customizing the temperature range for PWM output

The calculated ambient and object temperatures are stored in RAM with a resolution of 0.01 °C (16 bit). The PWM operates with a 10-bit word so the transmitted temperature is rescaled in order to fit in the desired range.

For this goal 2 cells in EEPROM are foreseen to store the desired range for To ( $T_{o_{min}}$  and  $T_{o_{max}}$ ) and one for Ta ( $T_{a_{range}}$ : the 8MSB are foreseen for  $T_{a_{max}}$  and the 8LSB for  $T_{a_{min}}$ ).

Thus the output range for To can be programmed with an accuracy of 0.01 °C, while the corresponding Ta range can be programmed with an accuracy of 0.64 °C.

The **object** data for PWM is rescaled according to the following equation:

$$T_{PWM_{obj}} = \frac{T_{RAM} - T_{MIN_{EEPROM}}}{K_{PWM_{obj}}}, K_{PWM_{obj}} = \frac{T_{MAX_{EEPROM}} - T_{MIN_{EEPROM}}}{1023}$$

The  $T_{RAM}$  is the linearized  $T_{obj}$ , 16-bit (0000...FFFFh, 0000 for -273.15°C and FFFFh for +382.2°C) and the result is a 10-bit word, in which 000h corresponds to  $T_{o_{MIN}}$  [°C], 3FFh corresponds to  $T_{o_{MAX}}$  [°C] and 1LSB

corresponds to  $\frac{T_{o_{MAX}} - T_{o_{MIN}}}{1023}$  [°C]

$$T_{MIN_{EEPROM}} = T_{MIN} * 100 \text{ LSB}$$

$$T_{MAX_{EEPROM}} = T_{MAX} * 100 \text{ LSB}$$

The **ambient** data for PWM is rescaled according to the following equation:

$$T_{PWM_{ambient}} = \frac{T_{RAM} - T_{MIN_{EEPROM}}}{K_{PWM_{ambient}}}, K_{PWM_{ambient}} = \frac{T_{MAX_{EEPROM}} - T_{MIN_{EEPROM}}}{1023}$$

The result is a 10-bit word, where 000h corresponds to -38.2 °C (lowest Ta that can be read via PWM), 3FFh corresponds to 125 °C (highest Ta that can be read via PWM) and 1LSB corresponds to  $\frac{T_{MAX} - T_{MIN}}{1023}$  [°C]

$$T_{MIN_{EEPROM}} = [T_{MIN} - (-38.2)] * \frac{100}{64} \text{ LSB}$$

$$T_{MAX_{EEPROM}} = [T_{MAX} - (-38.2)] * \frac{100}{64} \text{ LSB}$$

## 8.6 Switching Between PWM and SMBus communication

### 8.6.1 PWM is enabled

The diagram below illustrates the way of switching to SMBus if PWM is enabled (factory programmed POR default for MLX90614 is SMBus, PWM disabled). Note that the SCL pin needs to be kept high in order to use PWM.

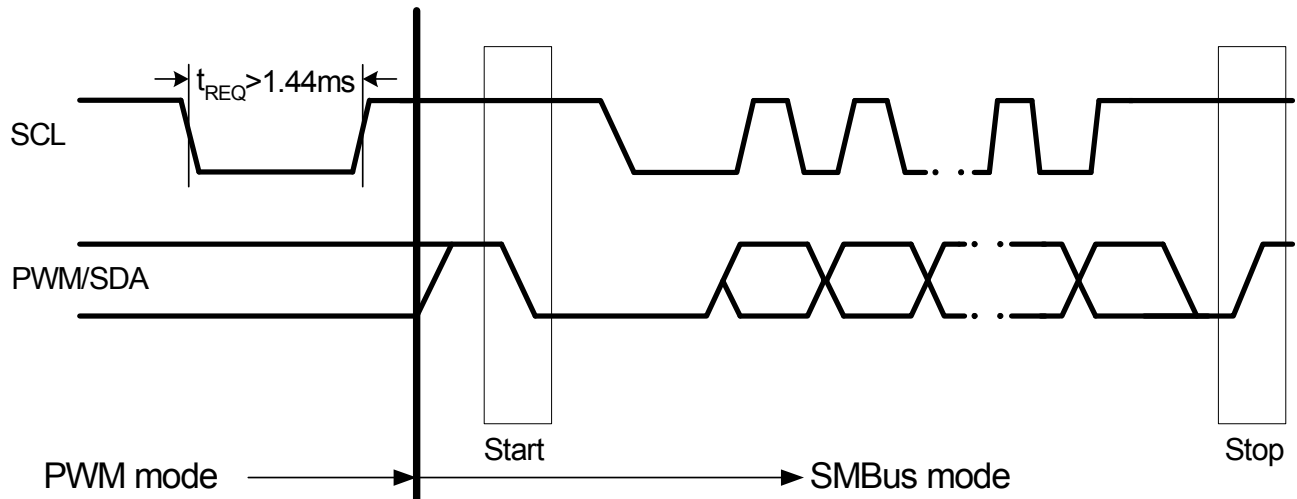


Figure 15: Switching from PWM mode to SMBus

### 8.6.2 Request condition

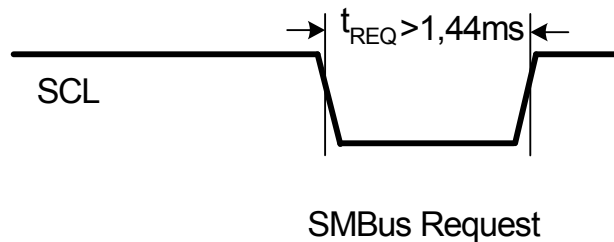


Figure 16: Request (switch to SMBus) condition

If PWM is enabled, the MLX90614's SMBus Request condition is needed to disable PWM and reconfigure PWM/SDA pin before starting SMBus communication. Once PWM is disabled, it can be only enabled by switching the supply OFF – ON or exit from Sleep Mode. The MLX90614's SMBus request condition requires forcing LOW the SCL pin for period longer than the request time ( $t_{REQ}$ )  $> 1.44ms$ . The SDA line value is ignored in this case.

### 8.6.3 PWM is disabled

If PWM is disabled by means of EEPROM the PWM/SDA pin is directly used for the SMBus purposes after POR. **Request condition should not be sent in this case.**

## 8.7 Computation of ambient and object temperatures

The IR sensor consists of serial connected thermo-couples with cold junctions placed at thick chip substrate and hot junctions, placed over thin membrane. The IR radiation absorbed from the membrane heats (or cools) it. The thermopile output signal is:

$$V_{ir}(T_a, T_o) = A(T_o^4 - T_a^4),$$

Where  $T_o$  is the object temperature absolute (Kelvin) temperature,  $T_a$  is the sensor die absolute (Kelvin) temperature, and  $A$  is the overall sensitivity.

An on board temperature sensor is needed to measure the chip temperature. After measurement of the output of both sensors, the corresponding ambient and object temperatures can be calculated. These calculations are done by the internal DSP, which produces digital outputs, linearly proportional to measured temperatures.

### 8.7.1 Ambient temperature $T_a$

The Sensor die temperature is measured with a PTC or a PTAT element. All the sensors conditioning and data processing is handled on-chip and the linearized sensor die temperature  $T_a$  is made available in memory.

The resolution of the calculated temperature is 0.02 °C. The sensor is factory calibrated for the full automotive range (-40...+125 °C). In RAM cell 006h, 2DE4h corresponds to -38.2 °C (linearization output lower limit) and 4DC4h (19908d) corresponds to 125 °C. The conversions from RAM content to real  $T_a$  is easy using the following relation:

$$T_a[^\circ K] = T_{areg} \times 0.02, \text{ or } 0.02 \text{ } ^\circ K / \text{LSB}.$$

### 8.7.2 Object temperature $T_o$

The result has a resolution of 0.02 °C and is available in RAM.  $T_o$  is derived from RAM as:

$$T_o[^\circ K] = T_{oreg} \times 0.02, \text{ or } 0.02 \text{ } ^\circ K / \text{LSB}.$$

Please note that 1LSB corresponds to 0,02Deg and the MSB bit is error flag (if "1" then error).

Example:

1. 0000 => -273,15°C (no error) - min possible value returned by MLX90614
2. 0001 => -273.13°C (no error)
3. 0002 => -273,11°C (no error) and so on
4. 3AF7 => 28,75°C (no error)
5. 7FFF => 382,19°C (no error) - max possible value returned by MLX90614

The result is calculated by following expressions:

1. Convert it to decimal value i.e 3AF7h = 15095d
2. Divide by 50 (or multiply by 0,02) i.e. 15095/50=301,9K (result is in Kelvin)
3. Convert K -> °C i.e. 301,9-273,15=28,75°C

### 8.7.3 Calculation flow

The measurement, calculation and linearization are held by core, which executes a program from ROM. After POR the chip is initialized with calibration data from EEPROM. During this phase the number of IR sensors is selected and it is decided which temperature sensor will be used. Measurements, compensation and linearization routines run in a closed loop afterwards.

Processing ambient temperature includes:

- Offset measurement with fixed length FIR filter
- Additional filtering with fixed length IIR filter. The result is stored into RAM as  $T_{OS}$
- Temperature sensor measurement using programmable length FIR filter \*
- Offset compensation
- Additional processing with programmable length IIR \*\*. The result is stored into RAM as  $T_D$ .
- Calculation of the ambient temperature. The result is stored into RAM as  $T_A$

Processing of the object temperature consists of three parts. The first one is common for both IR sensors, the third part can be skipped if only one IR sensor is used.

IR offset:

- Offset measurement with a fixed length FIR
- Additional filtering with a fixed length IIR. The result is stored into RAM as  $IR_{OS}$ .
- Gain measurement with fixed length FIR filter
- Offset compensation
- Additional gain filtering with fixed length IIR, storing the result into RAM as  $IR_G$ .
- Gain compensation calculation, the result is stored into RAM as  $K_G$

Object temperature:

IR1 sensor:

- IR sensor measurement with programmable length FIR filter \*
- Offset compensation
- Gain compensation
- Filtering with programmable length IIR filter\*\*, storing the result into RAM as  $IR1_D$ .
- Calculation of the object temperature. The result is available in RAM as  $T_{OBJ1}$ .

IR2 sensor:

- IR sensor measurement with programmable length FIR filter \*
- Offset compensation
- Gain compensation
- Filtering with programmable length IIR filter\*\*, storing the result into RAM as  $IR2_D$
- Calculation of the object temperature. The result is available in RAM as  $T_{OBJ2}$ .

PWM calculation:

- Recalculate the data for PWM with 10 bit resolution
- Load data into PWM module

Note\*: The measurements with programmable filter length for FIR filter use the same EEPROM cells for N.

Note\*\*: The IIR filter with programmable filter length uses the same EEPROM cells for L.

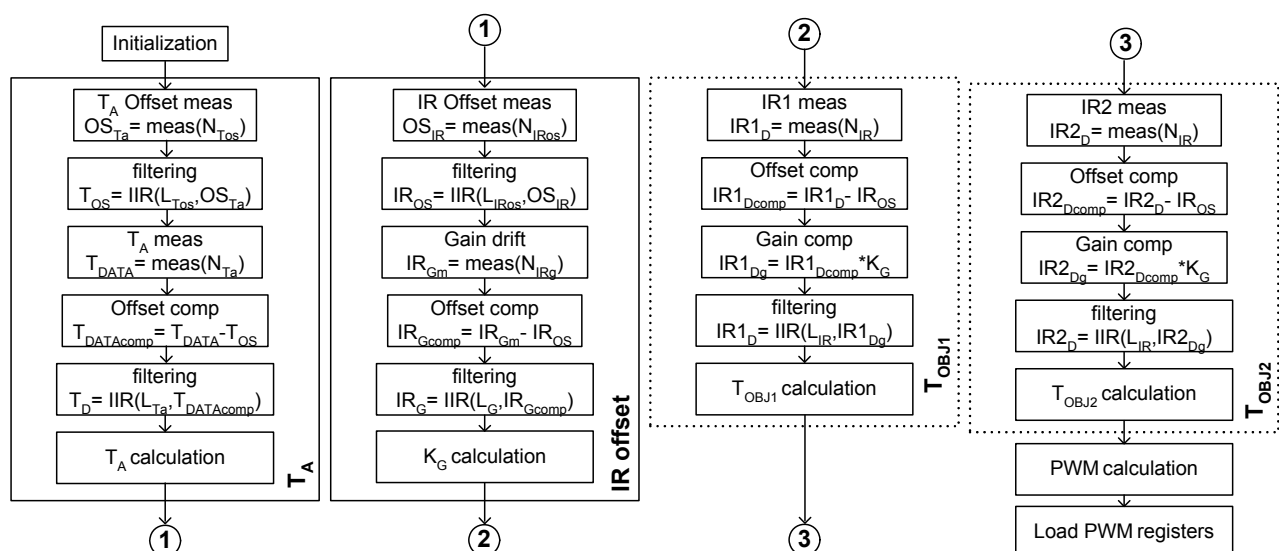


Figure 17: Software flow

## 8.8 Thermal relay

The MLX90614 can be configured to behave as a thermo relay with programmable threshold and hysteresis on the PWM/SDA pin. The input for the comparator unit of the relay is the object temperature from sensor 1  
**The output of the MLX90614 is NOT a relay driver but a logical output which should be connected to a relay driver if necessary.**

The output driver is one and the same for PWM and Thermal relay.

In order to configure the MLX90614 to work as thermal relay two conditions must be met:

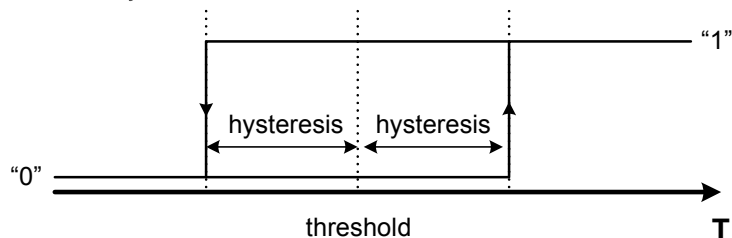
- Set bit TRPWMB high at address 002h in EEPROM
- Enable PWM output i.e. EN\_PWM is set high

The PWM/SDA pin can be programmed as a push-pull or open drain NMOS (via bit PPODB in EEPROM PWMCTRL), which can trigger an external device. The temperature threshold data is determined by EEPROM at address 021h ( $T_{min}$ ) and the hysteresis at address 020h ( $T_{max}$ ).

The logical state of the PWM/SDA pin is as follows:

PWM/SDA pin is high if  $T_{obj} \geq threshold + hysteresis$

PWM/SDA pin is low if  $T_{obj} \leq threshold - hysteresis$



**Figure 18: Thermal relay : "PWM" pin versus  $T_{obj}$**

The MLX90614 preserves its normal operation when configured as a thermal relay (PWM configuration and specification applies as a general rule also for the thermal relay) and therefore it can be read using the SMBus (entering the SMBus mode from both PWM and thermal relay configuration is the same).

For example, the MLX90614 can generate a wake-up alert for a system upon reaching a certain temperature and then be read as a thermometer. A reset condition (enter-and exit Sleep, for example) will be needed in order to return to the thermal relay configuration.

Example: threshold 5 °C =>  $(5 + 273.15) * 100 = 27815 = 6CA7h$

hysteresis is 1°C =>  $1 * 100 = 100 = 64h$  (smallest possible hysteresis is 0,01°C or 1h)

PWM/SDA pin will be low at object temperature below 4 °C

PWM/SDA pin will be high at object temperature higher that 6 °C

## **9 Unique Features**

The MLX90614 is a ready-to use low-cost non contact thermometer provided from Melexis with output data linearly dependent on the object temperature with high accuracy and extended resolution. It supports versatile customization to a very wide range of temperatures, power supplies and refresh rates. The user can program the internal object emissivity correction for objects with a low emissivity. An embedded error checking and correction mechanism provides high memory reliability. The sensors are housed in an industry standard TO39 package for both single- and dual-zone IR thermometers. The thermometer is available in automotive grade and can use two different packages for wider applications' coverage. The low power consumption and sleep mode make the thermometer ideally suited for handheld mobile applications. The digital sensor interface can be either a power-up-and-measure PWM or an enhanced access SMBus compatible protocol. Systems with more than 100 devices can be built with only two signal lines. Dual zone non contact temperature measurements are available via a single line (extended PWM). A built-in thermal relay function further extends the easy implementation of wide variety of freezing/boiling prevention and alert systems, as well as thermostats (no MCU is needed).

## 10 Performance Graphs

### 10.1 Temperature accuracy of the MLX90614

All accuracy specifications apply under settled isothermal conditions only. Furthermore, the accuracy is only valid if the object fills the FOV of the sensor completely.

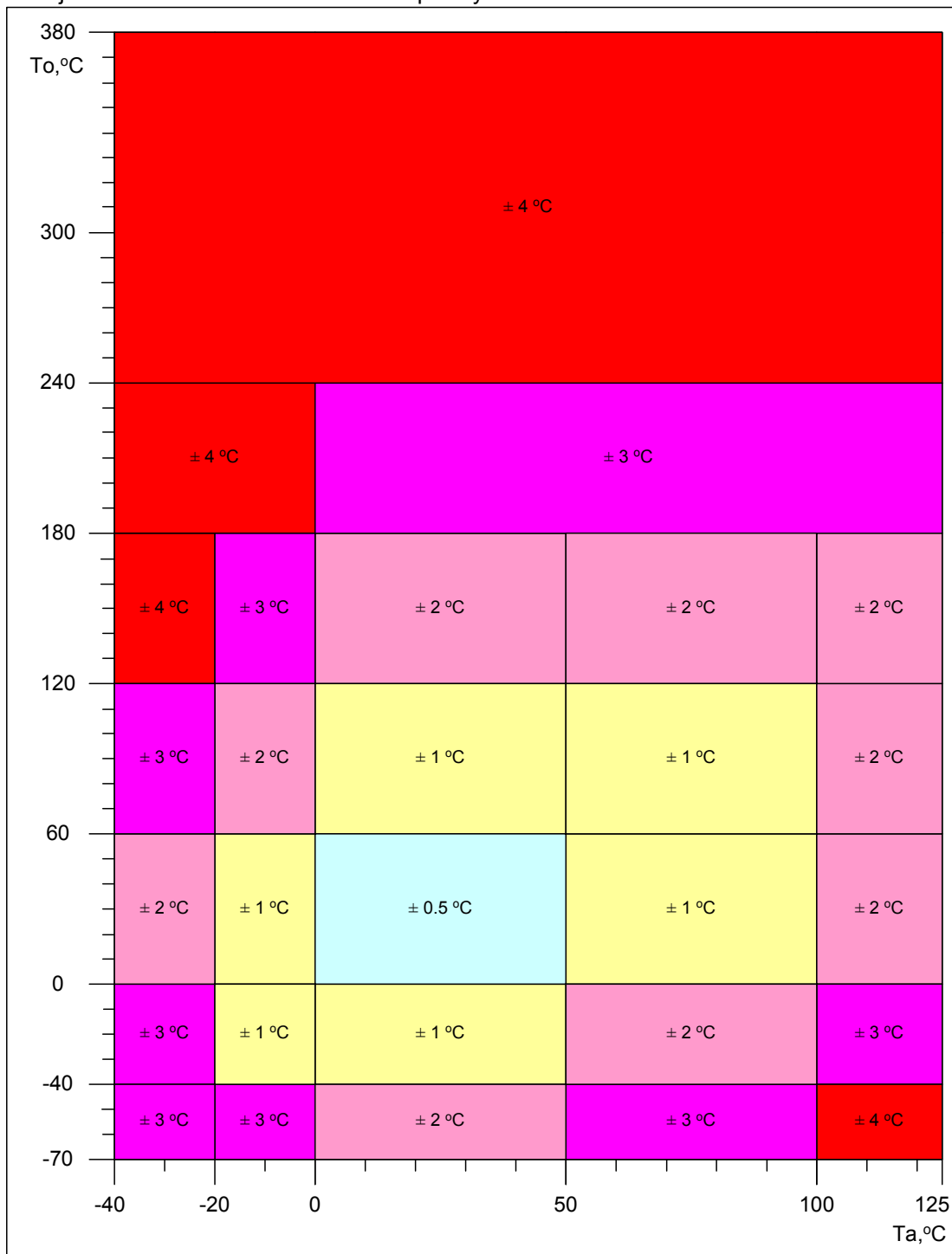
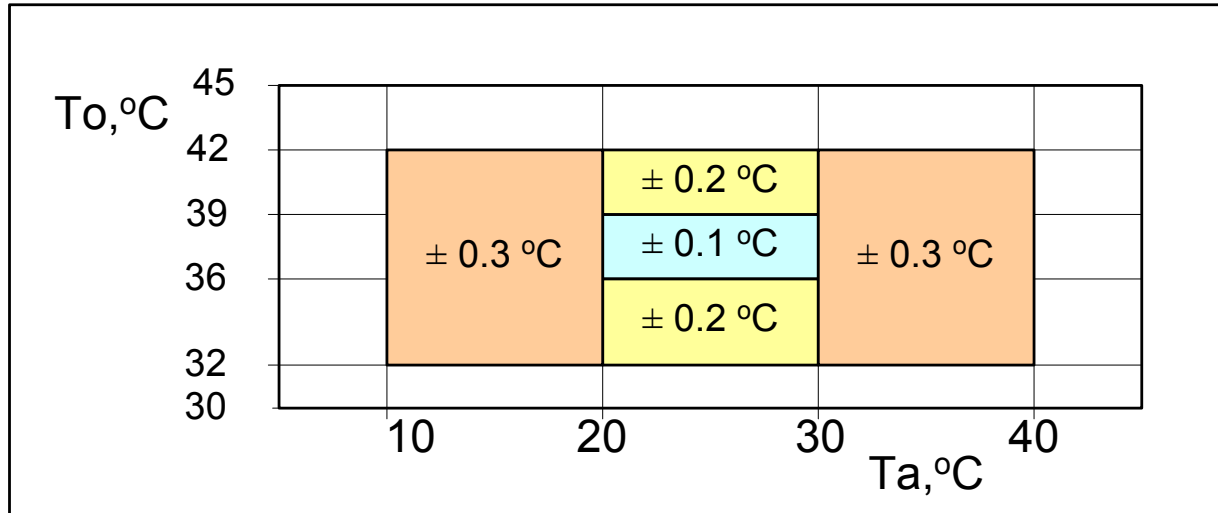


Figure 19: Preliminary accuracy of MLX90614 (Ta, To)



All accuracy specifications apply under settled isothermal conditions only.

A version of the MLX90614 with accuracy suited for medical applications is available. The accuracy in the range  $T_a$  10°C - 40°C and  $T_o$  32°C - 42°C is shown in diagram below. The accuracy for the rest of the temperature ranges is the same as in previous diagram. Medical accuracy specification is only available for the MLX90614DAA version.



**Figure 20: Preliminary accuracy of MLX90614DAA ( $T_a, T_o$ ) for medical applications.**

It is very important for the application design to understand that the accuracy specified in Figure 17 and Figure 18 are only guaranteed when the sensor is in thermal equilibrium and under isothermal conditions (there are no temperature differences across the sensor package). The accuracy of the thermometer can be influenced by temperature differences in the package induced by causes like (among others): Hot electronics behind the sensor, heaters/coolers behind or beside the sensor or when the measured object is so close to the sensor that it not only radiates on the sensing element in the thermometer but also heats the thermometer casing.

This effect is especially relevant for thermometers with a small field Of View (FOV) like the -XXC and -XXF as the energy received by the sensor from the object is reduced. Therefore, Melexis has introduced the -XCX version of the MLX90614. In these MLX90614-XCC and -XCF, the thermal gradients are measured internally and the measured temperature is compensated for them. In this way, the MLX90614-XCX is much less sensitive to thermal gradients induced from outside, but the effect is not totally eliminated. It is therefore important to avoid introducing strong heat sources close to the sensor or to shield the sensor from them.

## 10.2 Field Of View (FOV)

Field of view is determined at 50% thermopile signal and with respect to the sensor main axis.

Parameter	MLX90614xAA	MLX90614xBA	MLX90614xCC	MLX90614xCF
Peak zone 1	$\pm 0^\circ$	$-25^\circ$	$\pm 0^\circ$	$\pm 0^\circ$
Width zone 1	$90^\circ$	$70^\circ$	$35^\circ$	10
Peak zone 2	Not applicable	$-25^\circ$	Not applicable	Not applicable
Width zone 2		$70^\circ$		

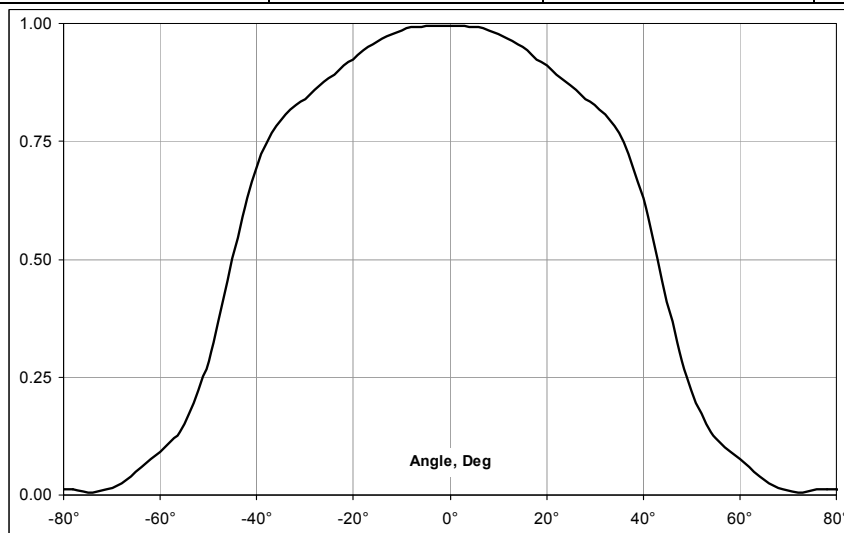


Figure 19: FOV of MLX90614xAA

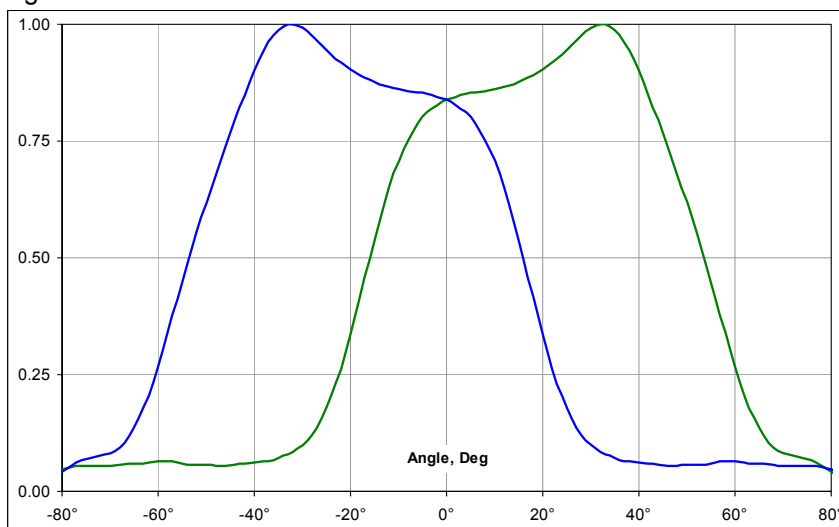
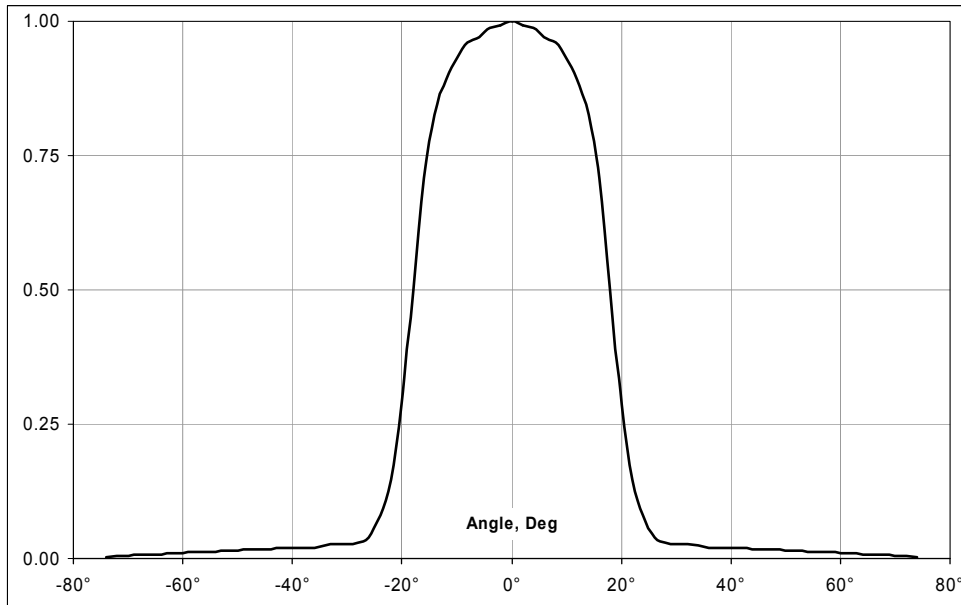


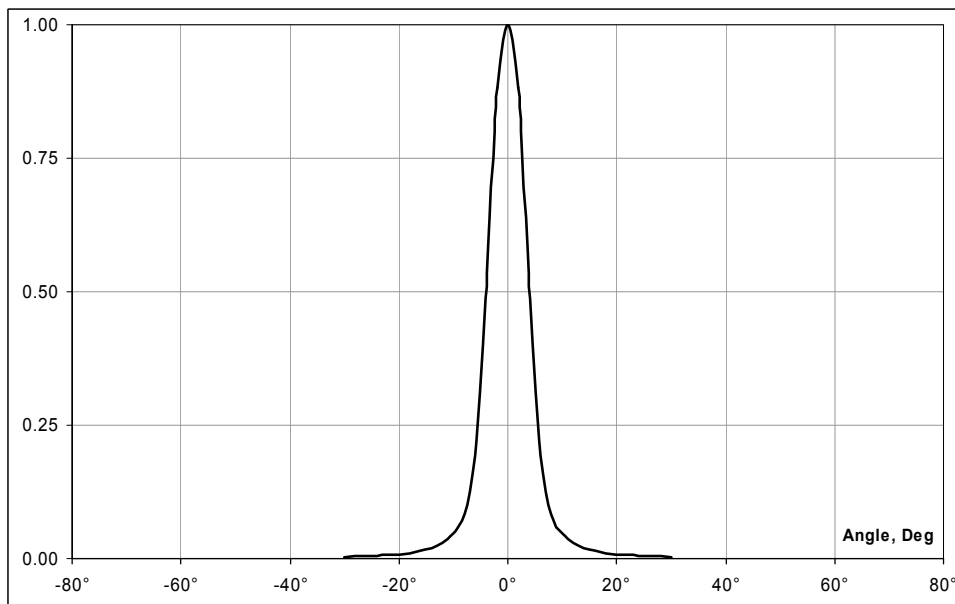
Figure 22: FOV of MLX90614xBA



Figure 23: identification of zone 1&2 relative to alignment tab.



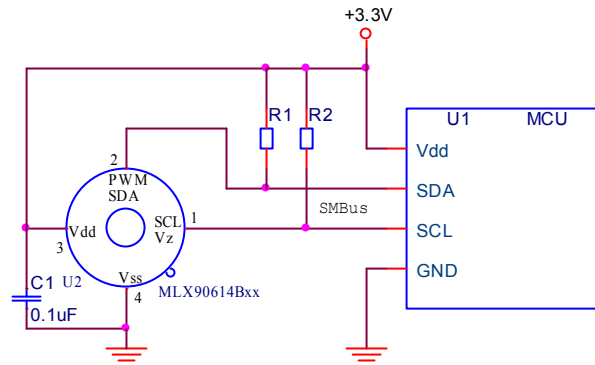
**Figure 24: FOV of MLX90614xCC**



**Figure 25: FOV of MLX90614xCF**

## 11 Applications Information

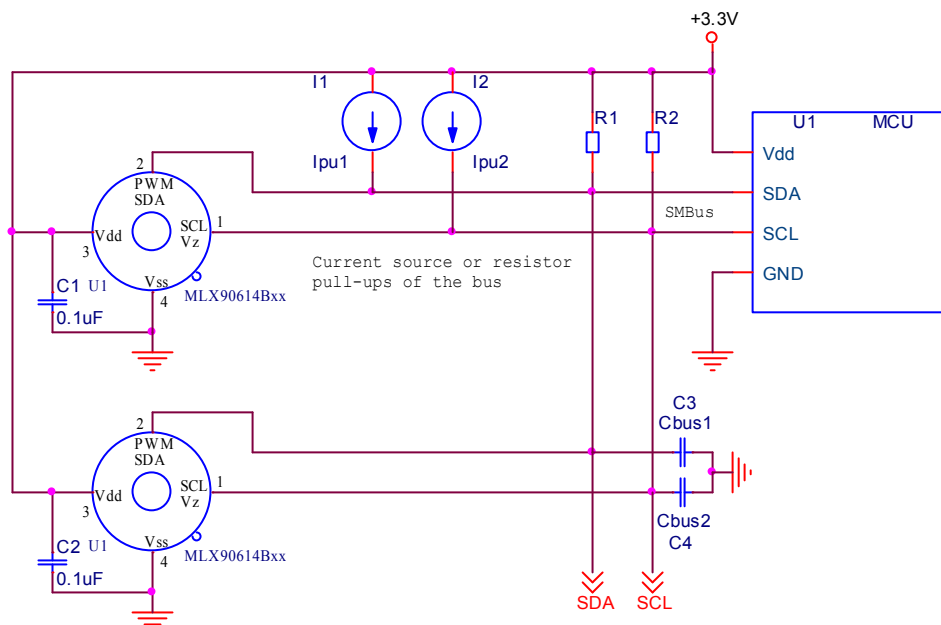
### 11.1 Use of the MLX90614 thermometer in SMBus configuration



**Figure 26: MLX90614 SMBus connection**

Connection of MLX90614 to SMBus with 3.3V power supply. The MLX90614 has diode clamps SDA/SCL to Vdd so it is necessary to provide MLX90614 with power in order not to load the SMBus lines.

### 11.2 Use of multiple MLX90614s in SMBus configuration

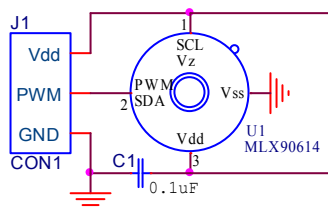


**Figure 27: Use of multiple MLX90614 devices in SMBus network**

The MLX90614 supports a 7-bit slave address in EEPROM, thus allowing up to 127 devices to be read via two common wires. With the MLX90614BBx this results in 254 object temperatures measured remotely and an additional 127 ambient temperatures which are also available. Current source pull-ups may be preferred with higher capacitive loading on the bus (C3 and C4 represent the lines' parasitics), while simple resistive pull-ups provide the obvious low cost advantage.

## 11.3 PWM output operation

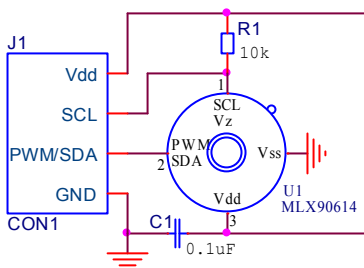
Using the PWM output mode of the MLX90614 is very simple, as shown on Figure 25.



**Figure 28: Connection of MLX90614 for PWM output mode**

The PWM mode is free-running after POR when configured in EEPROM. The SCL pin must be forced high (can be shorted to Vdd pin) for PWM mode operation.

A pull-up resistor can be used to preserve the option for SMBus operation while having PWM as a default as is shown on Figure 26.

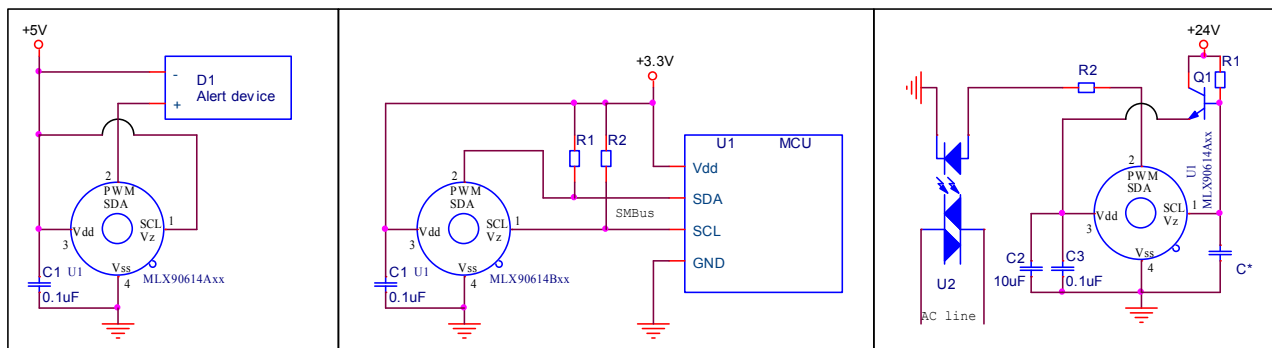


**Figure 29: PWM output with SMBus available**

Again, the PWM mode needs to be written as the POR default in EEPROM. Then for PWM operation the SCL line can be high impedance, forced high, or even not connected. The pull-up resistor R1 will ensure there is a high level on the SCL pin and the PWM POR default will be active. SMBus is still available (for example – for further reconfiguration of the MLX90614, or sleep mode power management) as there are pull-up resistors on the SMBus lines anyway.

PWM can be configured as open drain NMOS or a push-pull output. In the case of open drain external pull-up will be needed. This allows cheap level conversion to lower logic high voltage. Internal pull-ups present in many MCUs can also be used.

## 11.4 Thermal alert / thermostat



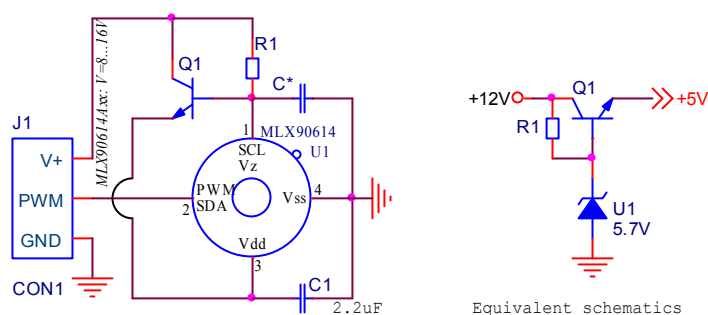
**Figure 30: Thermal alert/thermostat applications of MLX90614**

The MLX90614 can be configured in EEPROM to operate as a thermal relay. A non contact freezing or boiling prevention with 1 mA quiescent current can be built with two components only – the MLX90614 and a

capacitor. The PWM/SDA pin can be programmed as a push-pull or open drain NMOS, which can trigger an external device, such as a relay (refer to electrical specifications for load capability), buzzer, RF transmitter or a LED. This feature allows very simple thermostats to be built without the need of any MCU and zero design overhead required for firmware development. In conjunction with a MCU, this function can operate as a system alert that wakes up the MCU. Both object temperature and sensor die temperature can also be read in this configuration.

### 11.5 High voltage source operation

As a standard, the module MLX90614Axx works with a supply voltage of 5V. In addition, thanks to the integrated internal reference regulator available at pin SCL/Vz, this module can easily be powered from higher voltage source (like VDD=8...16V). Only a few external components as depicted in the diagram below are required to achieve this.



**Figure 31: 12V regulator implementation**

With the second (synthesized Zener diode) function of the SCL/Vz pin used, the 2-wire interface function is available only if the voltage regulator is overdriven (5V regulated power is forced to Vdd pin).

## 12 Application Comments

Significant **contamination** at the optical input side (sensor filter) might cause unknown additional filtering/distortion of the optical signal and therefore result in unspecified errors.

IR sensors are inherently susceptible to errors caused by **thermal gradients**. There are physical reasons for these phenomena and, in spite of the careful design of the MLX90614xxx, it is recommended not to subject the MLX90614 to heat transfer and especially transient conditions.

Upon **power-up** the MLX90614 passes embedded checking and calibration routines. During these routines the output is not defined and it is recommended to wait for the specified POR time before reading the module. Very slow power-up may cause the embedded POR circuitry to trigger on inappropriate levels, resulting in unspecified operation and this is not recommended.

The MLX90614xxx is designed and calibrated to operate as a non contact thermometer in **settled conditions**. Using the thermometer in a very different way will result in unknown results.

**Capacitive loading on a SMBus** can degrade the communication. Some improvement is possible with use of current sources compared to resistors in pull-up circuitry. Further improvement is possible with specialized commercially available bus accelerators. With the MLX90614xxx additional improvement is possible by increasing the pull-up current (decreasing the pull-up resistor values). Input levels for SMBus compatible mode have higher overall tolerance than the SMBus specification, but the output low level is rather low even with the high-power SMBus specification for pull-up currents. Another option might be to go for a slower communication (clock speed), as the MLX90614xxx implements Schmidt triggers on its inputs in SMBus compatible mode and is therefore not really sensitive to rise time of the bus (it is more likely the rise time to be an issue than the fall time, as far as the SMBus systems are open drain with pull-up).

For **ESD protection** there are clamp diodes between the Vss and Vdd and each of the other pins. This means that the MLX90614 might draw current from a bus in case the SCL and/or SDA is connected and the Vdd is lower than the bus pull-ups' voltage.

In **12V powered systems SMBus usage is constrained** because the SCL pin is used for the Zener diode function. Applications where the supply is higher than 5V should use the PWM output or an external regulator. Nevertheless, in the 12V powered applications MLX90614 can be programmed (configured and customized) by forcing the Vdd to 5V externally and running the SMBus communication.

**Sleep** mode is available in MLX90614Bxx. This mode is entered and exited via the SMBus compatible 2-wire communication. On the other hand, the extended functionality of the SCL pin yields in increased leakage current through that pin. As a result, this pin needs to be forced low in power-down mode and the pull-up on the SCL line needs to be disabled in order to keep the overall power drain in power-down really small.

The **PWM pin is not designed for direct drive of inductive loads** (such as electro-magnetic relays). Some drivers need to be implemented for higher load, and auxiliary protection might be necessary even for light but inductive loading.

It is possible to use the MLX90614xxx in applications, powered directly from the AC line (transformer less). In such cases it is very important not to forget that **the metal package of the sensor is not isolated** and therefore may occur to be connected to that line, too. Melexis can not be responsible for any application like this and highly recommends not to use the MLX90614xxx in that way.

Power dissipation within the package may affect performance in two ways: by heating the "ambient" sensitive element significantly beyond the actual ambient temperature, as well as by causing gradients over the package that will inherently cause thermal gradient over the cap. Loading the outputs also causes increased

power dissipation. In case of using the MLX90614Axx internal zener voltage feature, the regulating external transistor should also not cause heating of the TO39 package.

**High capacitive load on a PWM line** will result in significant charging currents from the power supply, bypassing the capacitor and therefore causing EMC, noise, level degradation and power dissipation problems. A simple option is adding a series resistor between the PWM/SDA pin and the capacitive loaded line, in which case timing specifications have to be carefully reviewed. For example, with a PWM output that is set to 1.024 ms and the output format that is 11 bit, the time step is 0.5  $\mu$ s and a settling time of 2  $\mu$ s would introduce a 4 LSBs error.

**Power supply decoupling** capacitor is needed as with most integrated circuits. MLX90614 is a mixed-signal device with sensors, small signal analog part, digital part and I/O circuitry. In order to keep the noise low power supply switching noise needs to be decoupled. High noise from external circuitry can also affect noise performance of the device. In many applications a 100nF SMD ceramic capacitor close to the Vdd and Vss pins would be a good choice. It should be noted that not only the trace to the Vdd pin needs to be short, but also the one to the Vss pin. Using MLX90614 with short pins improves the effect of the power supply decoupling.

Severe noise can also be coupled within the package from the SCL (in worst cases also from the SDA) pin. This issue can be solved by using PWM output. Also the PWM output can pass additional filtering (at lower PWM frequency settings). With a simple LPF RC network added also increase of the ESD rating is possible.

Check [www.melexis.com](http://www.melexis.com) for most recent application notes about MLX90614.



## **13 Standard information regarding manufacturability of Melexis products with different soldering processes**

Our products are classified and qualified regarding soldering technology, solderability and moisture sensitivity level according to following test methods:

### **Wave Soldering THD's (Through Hole Devices)**

- EIA/JEDEC JESD22-B106 and EN60749-15  
Resistance to soldering temperature for through-hole mounted devices

### **Iron Soldering THD's (Through Hole Devices)**

- EN60749-15  
Resistance to soldering temperature for through-hole mounted devices

### **Solderability THD's (Through Hole Devices)**

- EIA/JEDEC JESD22-B102 and EN60749-21  
Solderability

For all soldering technologies deviating from above mentioned standard conditions (regarding peak temperature, temperature gradient, temperature profile etc) additional classification and qualification tests have to be agreed upon with Melexis.

Melexis is contributing to global environmental conservation by promoting **lead free** solutions. For more information on qualifications of **RoHS** compliant products (RoHS = European directive on the Restriction Of the use of certain Hazardous Substances) please visit the quality page on our website: <http://www.melexis.com/quality.aspx>

**The MLX90614 is RoHS compliant**

## **14 ESD Precautions**

Electronic semiconductor products are sensitive to Electro Static Discharge (ESD). Always observe Electro Static Discharge control procedures whenever handling semiconductor products.

## 15 FAQ

### When I measure aluminum and plastic parts settled at the same conditions I get significant errors on aluminum. Why?

Different materials have different **emissivity**. A typical value for aluminum (roughly polished) is 0.18 and for plastics values of 0.84...0.95 are typical. IR thermometers use the radiation flux between the sensitive element in the sensor and the object of interest, given by the equation

$$q = \varepsilon_1 \cdot \alpha_1 \cdot (T_1^4) \cdot \sigma \cdot A_1 \cdot F_{a-b} - \varepsilon_2 \cdot (T_2^4) \cdot \sigma \cdot A_2,$$

Where:

$\varepsilon_1$  and  $\varepsilon_2$  are the emissivities of the two objects,  
 $\alpha_1$  is the absorptivity of the sensor (in this case),

$\sigma$  is the Stefan-Boltzmann constant,

$A_1$  and  $A_2$  are the surface areas involved in the radiation heat transfer,

$F_{a-b}$  is the shape factor,

$T_1$  and  $T_2$  are known temperature of the sensor die (measured with specially integrated and calibrated element) and the object temperature that we need.

Note that these are all in Kelvin, heat exchange knows only physics.

When a body with low emissivity (such as aluminum) is involved in this heat transfer, the portion of the radiation incident to the sensor element that really comes from the object of interest decreases – and the reflected environmental IR emissions take place. (This is all for bodies with zero transparency in the IR band.)

The IR thermometer is calibrated to stay within specified accuracy – but it has no way to separate the incoming IR radiation into real object and reflected environmental part. Therefore, measuring objects with low emissivity is a very sophisticated issue and infra-red measurements of such materials is a specialized field.

What can be done to solve that problem? Look at paintings – for example, oil paints are likely to have emissivity of 0.85...0.95 – but keep in mind that the stability of the paint emissivity has inevitable impact on measurements.

It is also a good point to keep in mind that not everything that looks black is “black” also for IR. For example, even heavily oxidized aluminum has still emissivity as low as 0.30.

How high is enough? Not an easy question – but, in all cases the closer you need to get to the real object temperature the higher the needed emissivity will be, of course.

With the real life emissivity values the environmental IR comes into play via the reflectivity of the object (the sum of Emissivity, Reflectivity and Absorptivity gives 1.00 for any material). The larger the difference between environmental and object temperature is at given reflectivity (*with an opaque for IR material reflectivity equals 1.00 minus emissivity*) the bigger errors it produces.

### After I put the MLX90614 in the dashboard I start getting errors larger than specified in spite that the module was working properly before that. Why?

Any object present in the FOV of the module provides IR signal. It is actually possible to introduce error in the measurements if the module is attached to the dashboard with an opening that enters the FOV. In that case portion of the dashboard opening will introduce IR signal in conjunction with constraining the effective FOV and thus compromising specified accuracy. Relevant opening that takes in account the FOV is a must for accurate measurements. Note that the basic FOV specification takes 50% of IR signal as threshold (in order to define the area, where the measurements are relevant), while the entire FOV at lower level is capable of introducing lateral IR signal under many conditions.

### When a hot (cold) air stream hits my MLX90614 some error adds to the measured temperature I read. What is it?

IR sensors are inherently sensitive to difference in temperatures between the sensitive element and everything incident to that element. As a matter of fact, this element is not the sensor package, but the sensor die inside. Therefore, a thermal gradient over the sensor package will inevitably result in additional IR flux

between the sensor package and the sensor die. This is real optical signal that can not be segregated from the target IR signal and will add errors to the measured temperature.

Thermal gradients with impact of that kind are likely to appear during transient conditions. The sensor used is developed with care about sensitivity to this kind of lateral phenomena, but their nature demands some care when choosing place to use the MLX90614 in order to make them negligible.

**I measure human body temperature and I often get measurements that significantly differ from the +37°C I expect.**

IR measurements are true surface temperature measurements. In many applications this means that the actual temperature measured by an IR thermometer will be temperature of the clothing and not the skin temperature. Emissivity (explained first in this section) is another issue with clothes that has to be considered. There is also the simple chance that the measured temperature is adequate – for example, in a cold winter human hand can appear at temperatures not too close to the well known +37°C.

**I consider using MLX90614AAA to measure temperature within car compartment, but I am embarrassed about the Sun light that may hit the module. Is it a significant issue?**

Special care is taken to cut off the visible light spectra as well as the NIR (near IR) before it reaches the sensitive sensor die. Even more, the glass (in most cases) is not transparent to the IR radiation used by the MLX90614. Glass has temperature and really high emissivity in most cases – it is “black” for IR of interest. Overall, Sun behind a window is most likely to introduce relatively small errors. Why is it not completely eliminated after all? Even visible light partially absorbed in the filter of the sensor has some heating potential and there is no way that the sensor die will be “blind” for that heating right in front of it.

## 16 Package Information

### 16.1 MLX90614XXA

The MLX90614 is packaged in an industry standard TO – 39 can.

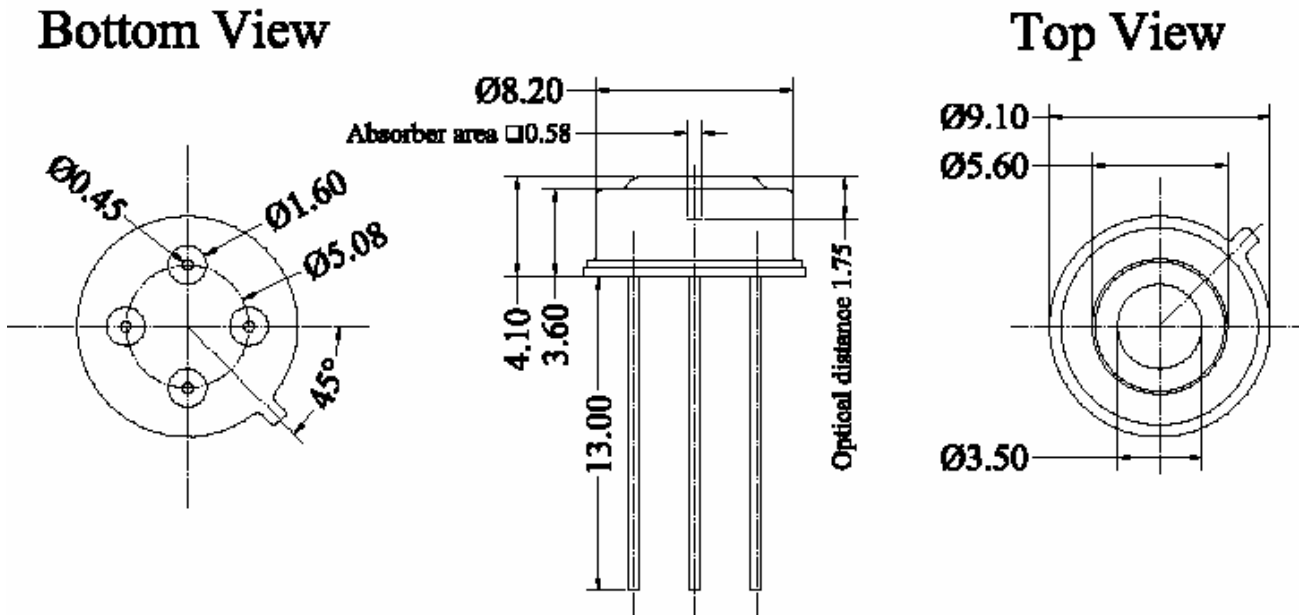


Figure 32: MLX90614XXA package

Note: All dimensions are in mm

### 16.2 MLX90614XCC

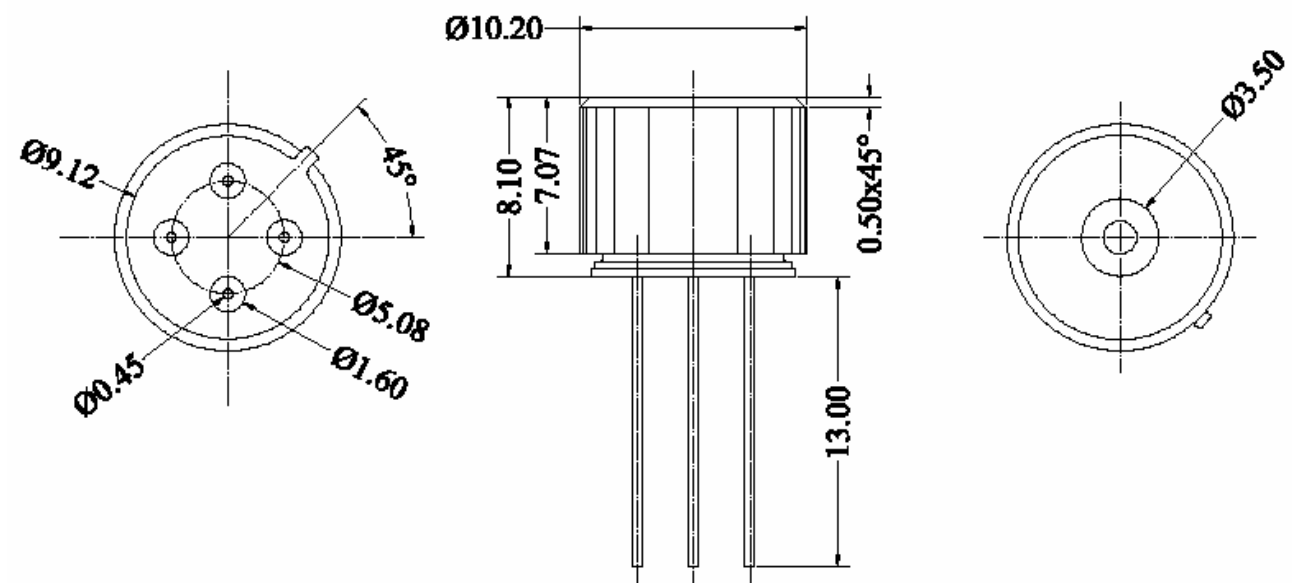


Figure 33: MLX90614XCC package

**16.3 MLX90614XCF**

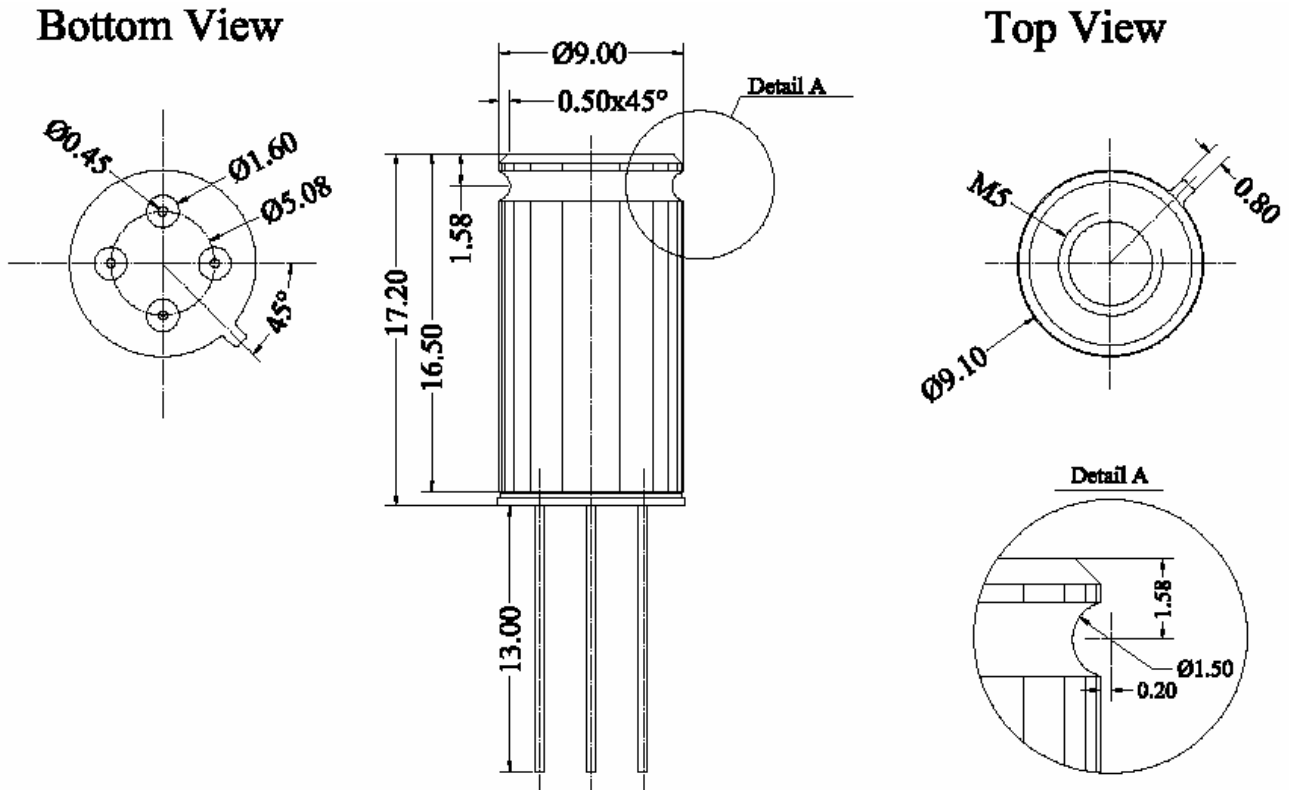


Figure 34: MLX90614XCF package

**16.4 Part marking**

The MLX90614 is laser marked with 10 symbols. First 3 letters define device version (AAA, BCC, etc), and the last 7 are the lot number. Example: "ACC9307308" – MLX90614ACC from lot 9307308.

## 17 References

[1] **System Management Bus (SMBus) Specification** Version 2.0 August 3, 2000  
SBS Implementers Forum Copyright . 1994, 1995, 1998, 2000  
Duracell, Inc., Energizer Power Systems, Inc., Fujitsu, Ltd., Intel Corporation, Linear Technology Inc., Maxim Integrated Products, Mitsubishi Electric Semiconductor Company, PowerSmart, Inc., Toshiba Battery Co. Ltd., Unitrode Corporation, USAR Systems, Inc.

## 18 Disclaimer

Devices sold by Melexis are covered by the warranty and patent indemnification provisions appearing in its Term of Sale. Melexis makes no warranty, express, statutory, implied, or by description regarding the information set forth herein or regarding the freedom of the described devices from patent infringement. Melexis reserves the right to change specifications and prices at any time and without notice. Therefore, prior to designing this product into a system, it is necessary to check with Melexis for current information. This product is intended for use in normal commercial applications. Applications requiring extended temperature range, unusual environmental requirements, or high reliability applications, such as military, medical life-support or life-sustaining equipment are specifically not recommended without additional processing by Melexis for each application.

The information furnished by Melexis is believed to be correct and accurate. However, Melexis shall not be liable to recipient or any third party for any damages, including but not limited to personal injury, property damage, loss of profits, loss of use, interrupt of business or indirect, special incidental or consequential damages, of any kind, in connection with or arising out of the furnishing, performance or use of the technical data herein. No obligation or liability to recipient or any third party shall arise or flow out of Melexis' rendering of technical or other services.

© 2006 Melexis NV. All rights reserved.

For the latest version of this document, go to our website at  
[www.melexis.com](http://www.melexis.com)

Or for additional information contact Melexis Direct:

Europe, Africa, Asia:  
Phone: +32 1367 0495  
E-mail: [sales\\_europe@melexis.com](mailto:sales_europe@melexis.com)

America:  
Phone: +1 603 223 2362  
E-mail: [sales\\_usa@melexis.com](mailto:sales_usa@melexis.com)

ISO/TS 16949 and ISO14001 Certified

Revisions Table

Version	Changes	Remark	Date
001		Preliminary Release	Not on doc-server
002	- ordering info (p.1): maximum ratings, accuracy section - added PWM connection, Application section - remade single zone FOV - added PWM details, p. 31 - remove text "filter outside option" -wake-up time (page 17) increased from 13 to 80 ms		27-Feb-2007
003	Added 35 deg. FOV 90614xC version, FOV specification corrected and FOV chart's style unified, examples errors corrected (Ta in RAM), factory default (SMBus) clarified, Pin states (SDA/PWM automatically switches to NMOS Open Drain when SMBus mode is entered), Application Schematic 10.1 corrected (components' references U1 U1 changed to U1 U2), emissivity coefficient format in EEPROM explained, erase before write in EEPROM note added (write 0x0000 first), small grammar and spelling corrections		17-Aug-2007
004	Added gradient compensated 90614xCC version. Added 10 deg. FOV 90614xCF version. Added FOV specification of the 90614xCF. Clarified PWM period EEPROM configuration. Clarified flags read through SMBus. Added drawing of the 90614xCF.		09-Jun-2008
005	Some electrical parameters corrected overall revision.		03-May-2009

**Silver100NP** is a screen-printing silver past that have stretchable properties. It can be used in several applications such as wearable electronics, sensors and medical devices. The **Silver100NP** can be use in a variety of substrates such as: textiles, elastomers substrates, PET, Polyimide, glass, among others.

### Benefits

- Low temperature curing temperature (80-200°C)
- Electrical conductivity (<29 mΩ/□/mil)
- Resistance change <10%
- Stretchable up to 140%

### Properties

Viscosity	8 – 20 Pa.s
Volume resistivity	<72μΩ.cm (120°C)
Sheet resistance	<29mΩ/sq (120°C)
Coverage	240 cm <sup>2</sup> /g at 5-7 μm
Density	2.1 g/cm
Solids content	~ 65 %

### Processing conditions:

Screen meshes	120T polyester mesh
Printing speed	30-80mm/s
Squeegee	80A Shore
Cure conditions	10min @ 120°C (PET)

Nanopaint do not assumes any responsibility if the past is not stored in appropriate conditions or if the past have been contaminated.

### Preparation and storage:

For optimum results, the containers should be stored in a **fridge (4°C)** tightly sealed. Before use, ensure that the material reach room temperature and the past must be stirred with a spatula avoid incorporation of air bubbles. The paste shelf-life for an unopened container is **6 months** from date of **shipment**.